

**EINE ANALYSE DER VENTILATIONSFUNKTION
VERGLICHEN MIT DER GEWEBLICHEN
LUNGENREIFUNG IM KINDESALTER
NACH MESSUNGEN AN ISOLIERTEN LEICHEN-
LUNGEN UND MODELLVORSTELLUNGEN
DER HISTOMECHANIK DER LUNGE**

Bruno Carmanns

Bochum

1980

Aus dem Institut für Pathologie
der Ruhr-Universität Bochum
Lehrstuhl I (Leiter: Prof. Dr. W. Hartung)

**EINE ANALYSE DER VENTILATIONSFUNKTION
VERGLICHEN MIT DER GEWEBLICHEN
LUNGENREIFUNG IM KINDESALTER
NACH MESSUNGEN AN ISOLIERTEN LEICHEN-
LUNGEN UND MODELLVORSTELLUNGEN
DER HISTOMECHANIK DER LUNGE**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
einer

Hohen Medizinischen Fakultät
der Ruhr-Universität zu Bochum

vorgelegt von

Bruno Carmanns
aus Bonn

Dekan: Prof. Dr. K.Morgenroth

Referent: Prof. Dr. W.Hartung

Koreferent: Prof. Dr. C.Mietens

Tag der mündlichen Prüfung: 3.9.1980



Inhaltsverzeichnis

	<u>Seite</u>
1. Einleitung	1
2. Histomechanik der Lunge	3
2.1 <u>Die elastischen Grundeigenschaften</u>	3
2.1.1 Die Retraktionskräfte	3
2.1.2 Das Druckvolumendiagramm	4
2.2 <u>Die Ventilationsmechanik</u>	8
2.2.1 Die Ventilation als Schwingungsvorgang	8
2.2.2 Die Bedeutung der Atemschleifen	10
2.2.3 Atemwiderstand und Atemleistung als komplexe Größen	12
3. Methode	15
3.1 <u>Herkunft und Vorbehandlung der untersuchten Lungen</u>	15
3.2 <u>Statische Messungen</u>	19
3.2.1 Versuchsaufbau	19
3.2.2 Ablauf der statischen Messung	20
3.2.3 Auswertung der statischen Messung	20
3.3 <u>Dynamische Messung</u>	22
3.3.1 Versuchsaufbau	22
3.3.2 Durchführung der dynamischen Messung	24
3.3.3 Auswertung der dynamischen Messungen	25
3.4 <u>Tabellarische Zusammenstellung der Abkürzungen und Definitionen</u>	27
4. Ergebnisse	33
4.1 <u>Tabellarische Zusammenstellung der Meßergebnisse</u>	33
4.2 <u>Festlegung von Altersgruppen</u>	44
5. Besprechung der Ergebnisse unter speziellen Gesichtspunkten	48
5.1 <u>Die Lungengrundgrößen und statisch bestimmte Parameter</u>	48
5.1.1 Übersicht und Vergleich mit Normwerten	48
5.1.2 Wachstumsänderung von statischer Compliance und Hysterese	51

	<u>Seite</u>
5.1.3 Die spezifizierte Totalkapazität und spez. statische Compliance	52
5.1.4 Die Spezifizierung der Hysterese	56
5.1.5 Die sog. Deflationskonstanten	58
5.2 <u>Die Frequenzabhängigkeit der dynamisch bestimmten Funktionsparameter</u>	60
5.2.1 Die Ventilationsgrundgrößen	60
5.2.2 Die dynamische Compliance	63
5.2.3 Der Phasenwinkel zwischen Druck u.Strömung	66
5.2.4 Die Gesamtwerte von Atemleistung (Scheinleistung) und Atemwiderstand (Scheinwiderstand)	69
5.3 <u>Frequenzabhängigkeit auf das Atemzugvolumen bezogener Einzelfaktoren</u>	72
5.3.1 Der mittlere spezifizierte Wirkwiderstand	72
5.3.2 Die mittlere spezifizierte Wirkleistung	75
5.3.3 Der mittlere spezifizierte Blindwiderstand	77
5.3.4 Die mittlere spezifizierte Blindleistung	80
5.4 <u>Abhängigkeit dynamisch bestimmter Funktionsparameter von der Lungengröße und Lebensalter der untersuchten Lunge</u>	83
5.4.1 Strömungsvolumenindex, Phasenwinkel und spezifizierte dynamische Compliance	83
5.4.2 Die viskösen Faktoren von Atemleistung und Atemwiderstand	87
5.4.3 Die elastischen Faktoren von Atemleistung und Atemwiderstand	89
5.4.4 Visköse und elastische Faktoren im Zusammenhang	92
6. Diskussion der Ergebnisse	98
6.1 <u>Kritik der Methode und des theoretischen Ansatzes</u>	98
6.1.1 Allgemeine Vorbemerkungen und Überlegungen zum theoretischen Ansatz	98
6.1.2 Kritik der Methoden	104
6.2 <u>Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit klinischen Messungen</u>	111

	<u>Seite</u>
6.2.1	Die viskösen Faktoren 111
6.2.2	Die elastischen Faktoren 114
6.2.3	Funktionelle Bedeutung des Verhältnisses zwischen Viskosität und Elastizität 116
6.3	<u>Mechanisch-funktionelle Ventilationsparame-</u> <u>ter im Vergleich zu morphologisch-struktu-</u> <u>rellen Befunden</u> 121
7.	Zusammenfassung 128
8.	Literaturverzeichnis 131
	Danksagung 143
	Lebenslauf 144

1. Einleitung

Der regelmäßige periodische Austausch der Atemluft bei der Ventilation stellt eine wichtige Teilfunktion der menschlichen Lunge dar.

Die Analyse der dabei sich abspielenden Vorgänge durch mechanische Gesetzmäßigkeiten zeigt, daß viele krankhafte Veränderungen insbesondere chronischer Art mit einer Änderung der Ventilationsmechanik korrelieren.

Physiologische Vorgänge, wie etwa das Wachstum, haben ebenfalls einen Einfluß auf das mechanische Verhalten der Lunge (HODSON, 1977). Dies zeigt sich nicht nur in einer reinen Zunahme der Größenordnung, sondern auch in einer Verschiebung ihrer relativen funktionellen Wirksamkeit.

Eine Analyse der Ventilationsmechanik kann auch an der isolierten Leichenlunge durchgeführt werden. Die dabei gewonnenen Ergebnisse lassen sich unter Berücksichtigung der besonderen Versuchsbedingungen mit solchen, die durch vitale Messungen bestimmt wurden, vergleichen.

Bei der Funktionsanalyse der Ventilationsmechanik an der Leichenlunge sind die Wiederholbarkeit, die weitgehende Standardisierung der experimentellen Bedingungen, der freie Zugang zu

lungennahen Meßpunkten und die anschließend mögliche morphologische Untersuchung methodische Vorteile.

Es erscheint zweckmäßig, die komplexen Vorgänge der Ventilationsmechanik durch die Verwendung von physikalischen Begriffen und Definitionen zu abstrahieren und so zu deuten, daß die theoretischen Vorstellungen über Struktur und Funktion physikalisch-mathematisch begründbar sind und vergleichbaren Vorgängen entsprechen.

Die in dieser Arbeit angewendete mathematisch-physikalische Theorie der Lungenmechanik im Sinne einer Modellvorstellung für statische und dynamische Vorgänge ist in den folgenden Kapiteln kurz zusammengefaßt.

2. Histomechanik der Lunge

2.1 Die elastischen Grundeigenschaften

2.1.1 Die Retraktionskräfte

Die Elastizität oder Retraktionsfähigkeit der Lunge ist eine für die Ventilation funktionell wesentliche Eigenschaft. Träger dieser Eigenschaft ist das gesamte Lungengewebe.

Die Retraktionskraft setzt sich im wesentlichen aus Oberflächenkräften und Oberflächenkräften vermindernde Substanzen sowie Faser- und Geweb Kräften zusammen.

In der Lunge bildet die für den Gasaustausch notwendige große innere "Oberfläche" eine Grenzfläche zwischen flüssigkeitsreichem Lungengewebe und Luft mit zahlreichen kleinen Krümmungsradien (Alveolen, respiratorische Bronchiolen bzw. terminale Luftwege). Die an solchen Grenzflächen wirksame Oberflächenspannung bewirkt in einer geschlossenen Blase einen Druck, wobei die Lunge als ein Blasensystem mit wechselnden Krümmungsradien betrachtet werden kann (VON NEERGAARD, 1929; MEAD et al., 1957; BRANSCOMB et LARSEN, 1965; SCHOEDEL, 1971).

Wie morphologische (GILL, 1970; GIESEKING, 1971) und präparative Untersuchungen (CLEMENTS, 1962; BAUM et al., 1971) zeigen, wird die innere Oberfläche von einer als Antiatelektasefaktor (Surfactant) bezeichneten Substanz ausgekleidet, deren Fähigkeit die Oberflächenspannung herabzusetzen abhängig ist von ihrer Flächendichte. Hierdurch wird eine homogene Belüftung der Lunge gewährleistet.

Das Lungengewebe enthält elastische und kollagene Fasern, die ein Fasersystem bilden, dessen Wirkung mit der Retraktions-eigenschaft eines Gummiballons vergleichbar ist.

Neben der Elastizität des Gewebes durch Faserkräfte ist auch die Turgeszenz der großen blutgefüllten Gefäße sowie die der blutgefüllten Kapillaren im alveolären Bereich (WEIBEL, 1963) von Bedeutung. Turgeszenzkräfte treten jedoch bei postmortalen Untersuchungen wesentlich in den Hintergrund.

Entsprechend können die Wirkungen glatter Muskelfasern, die in der vitalen Lunge vor allem bei der Ventilation eine wesentliche Rolle spielen, durch die postmortale Messung nicht mehr erfaßt werden. Letztgenannte Anteile des Lungengewebes sind jedoch bei plastischen Vorgängen besonders zu berücksichtigen.

2.1.2 Das Druckvolumendiagramm

Die Beziehung zwischen Volumen und Druck nach physikalischen Gesichtspunkten folgt in einem einfachen Lungenmodell weitgehend dem Hooke'schen Gesetz, wobei jedoch für eine hinreichend vollständige Analyse neben Gesetzmäßigkeiten der elastischen auch solche der plastischen Verformung angewendet werden müssen.

Füllt und entleert man die isolierte Leichenlunge durch kleine Volumenfraktionen und mißt den Druck, der sich nach Verteilung des entsprechenden Volumens einstellt, so erhält man eine in Abb. (1) dargestellte Druckvolumenbeziehung.

Mit zunehmendem intrapulmonalem Volumen (Inflation) zeigt sich nach einer Entfaltungsphase eine weitgehend lineare Beziehung zwischen Druck und Volumen. Bei größeren Volumina wird der Druckanstieg stärker, dort wird das Maximalvolumen durch die Volldehnung der Faserelemente begrenzt. Bei der schrittweisen Entleerung (Deflation) wird bei entsprechenden Volumina ein niedrigerer intrapulmonaler Druck gemessen, als bei der Inflation.

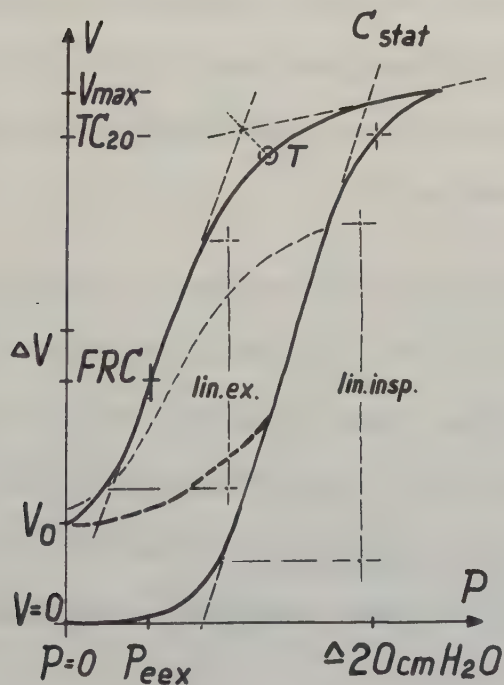


Abb.1: Die Beziehung zwischen intrapulmonalem Volumen und Druck unter statischen Bedingungen bei Füllung und Entleerung der Lunge mit Luft

Bei der graphischen Darstellung entsteht daher eine Fläche, die als Maß der plastischen Vorgänge bei der Lungenentfaltung angesehen werden muß (Hysteresis). Beim Erreichen des Atmosphärendruckes, dem relativen Drucknullpunkt, bleibt in der Lunge ein Restvolumen oder Kollapsvolumen zurück. Da diese Messungen für die einzelnen Lungen typisch sind, wird das Druckvolumendiagramm auch als Lungencharakteristik bezeichnet.

Die Fläche der Lungencharakteristik, entsprechend Hysteresis, hat die Dimension einer Arbeit. Es ist diejenige Arbeit, die bei der plastischen Verformung des Lungengewebes und an der inneren Oberflächenstruktur als nicht reversible Arbeit aufgebracht werden muß. Sie ist Ausdruck der nicht elastischen Vorgänge bei der In- und Deflation, und deshalb auch ein Maß für die Wirksamkeit des Surfactant.

Ein weiterer wichtiger Parameter der Lungencharakteristik ist die Steigung (inflatorisch) der Druck-Volumen-Kurve. Der mittlere lineare Bereich folgt aus der Proportionalität der Druck- zur Volumenänderung. Der Proportionalitätsfaktor wird als Volumendehnbarkeit oder Compliance definiert, die dem Elastizitätskoeffizienten bzw. dem Kehrwert, dem Elastizitätsmodul, analog ist.

Größere Compliancewerte (die Lungencharakteristik zeigt einen steilen, zur Volumenachse geneigten Verlauf) entsprechen einer geringen Elastizität der Lunge, d.h. sie ist "schlaff". Niedrige Compliancewerte (flacher, zur Druckachse geneigter Verlauf der Lungencharakteristik) dagegen sind Merkmale einer "starren" bzw. "elastischen" Lunge.

Der auf dem deflatorischen Schenkel kleinere lineare Bereich kann als deflatorische Compliance definiert werden, die meist kleiner bis gleich der inflatorischen ist. Da der lineare Abschnitt im deflatorischen Schenkel häufig nur kurz ist, ist es günstiger, zur Analyse der Deflation die Tangentenkonstanten (nach BAUM, 1971) oder die Deflationskonstante (nach CLEMENTS, 1962) anzuwenden.

2.2 Die Ventilationsmechanik

2.2.1 Die Ventilation als Schwingungsvorgang

Der Vorgang der Ex- und Inspiration stellt eine periodische Volumenbewegung dar, die sich nur in der Richtung unterscheidet und kann daher als Schwingungsvorgang betrachtet werden. Die gesamte Lunge mit den viskösen Widerständen in den Atemwegen und bei der Gewebsverformung, den elastischen Vorgängen an den Fasersystemen und infolge der Oberflächenkräfte sowie die Masseträgheit der bewegten Luft und des Lungengewebes ist bei der Ventilation als schwingendes System zu betrachten.

Wird der durch die Viskosität bedingte Energieverlust durch regelmäßige Energiezufuhr ausgeglichen, so resultiert eine fortgesetzte, scheinbar ungedämpfte Schwingung. Die hierzu erforderliche Energiemenge ist abhängig vom Dämpfungsgrad des Systems, d.h. vom Verhältnis der elastischen zu den viskösen Faktoren. Das "Zuführungsstück" zwischen dem energieliefernden System und dem Schwingungssystem "Lunge" stellt der Atemantriebsdruck dar.

Eine besondere Schwingungsform stellt die harmonische Schwingung dar, bei der die zeitliche Abhängigkeit der an der Schwingung beteiligten Größen sinusförmig ist. Für diese Form sind Atemantriebsdruck und abhängige Volumenänderung bzw. Atemströmung in Abb. 2 dargestellt.

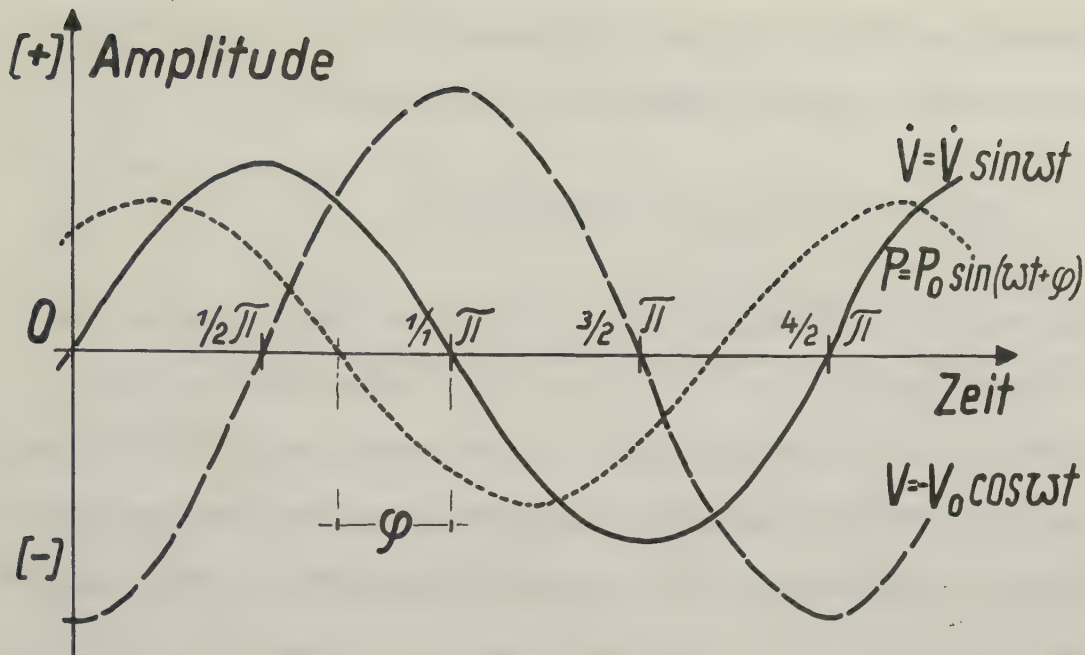


Abb.2: Die Zeitfunktion von Atemstrom ($\dot{v}$ ——); Atemantriebsdruck (p -----) und Atemzugvolumen (v — — — — —). φ = Phasenverschiebung zwischen Druck und Strömung

Aufgrund des komplizierten Lungenaufbaues sind Teilelemente der Elastizität, Viskosität und Massefaktoren miteinander und untereinander verbunden (Serien- und Parallelschaltung), so daß ein derartiges Lungenmodell als System aus "gekoppelten Schwingungskreisen" betrachtet werden muß. Dabei treten nicht harmonische Schwingungen in den Vordergrund, die als eine Überlagerung von harmonischen Schwingungen der Einzelsysteme aufgefaßt werden.

Die Strömung als Wirkung der Druckänderung ändert in Abhängigkeit von der Zeit Betrag und Richtung. Gegenüber dem Antriebsdruck p zeigt sie einen bestimmten Phasenwinkel φ . Strömung und

Phasenwinkel sind im Schwingungsmodell in einem nicht harmonischen System als Summationswerte zu betrachten.

2.2.2 Die Bedeutung der Atemschleifen

Betrachtet man den Druckablauf eines Atemzuges als Funktion des Atemzugvolumens, so erhält man bei sinusförmigem bzw. linearem Ablauf der Atmung eine schräggestellte Ellipse (Abb.3 links). Eine ähnliche Kurve ergibt sich aus der Darstellung des Atemstromes als Funktion des Atemantriebsdruckes (Abb.3 rechts).

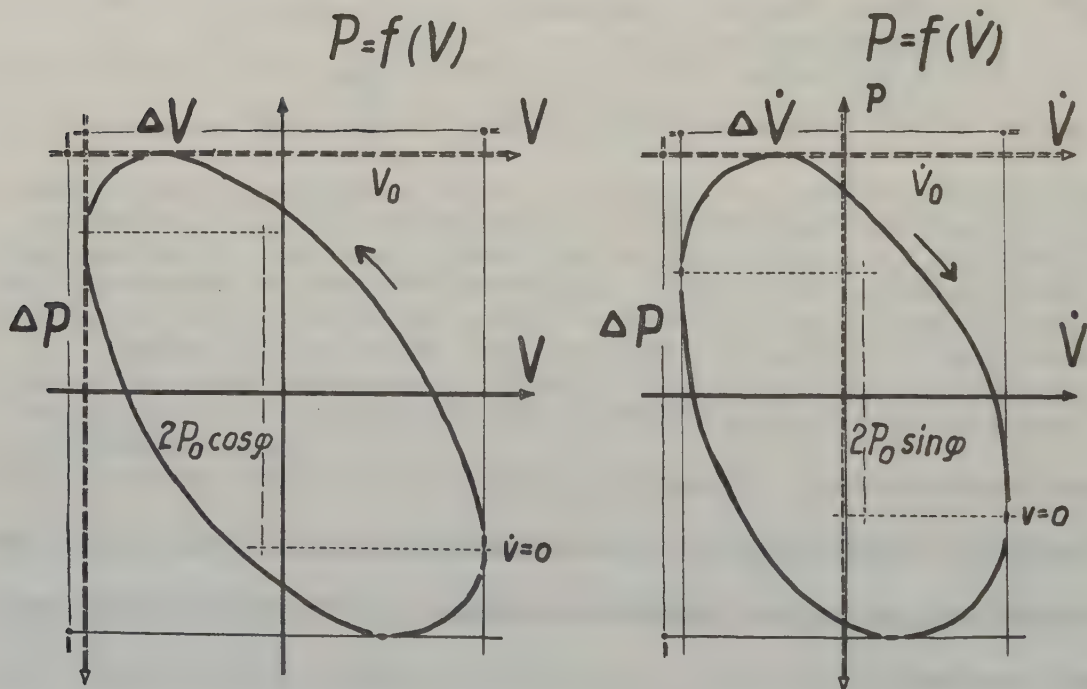


Abb.3: Die Beziehung zwischen Atemantriebsdruck und Atemvolumen bzw. Atemstrom unter dynamischen Bedingungen (Ventilation)

Die Flächen der karthesischen Ebenen haben die Dimension einer Arbeit - Volumen gegen Druck -, bzw. einer Leistung - Strömung gegen Druck.

Die Fläche der Druckvolumenkurve stellt daher eine Arbeit dar, die der Druckströmungskurve eine Leistung. Damit stellen auch die durch die Atemschleifen umschriebenen Flächen eindeutige Größen dar.

Die Fläche der Druckströmungskurve ist ein Maß für den Energieverlust durch Reibung in den Luftwegen und durch die Gewebsverformung während eines Atemzuges, der 2π te Teil der Fläche der Druckströmungskurve ist ein Maß für die Atemleistung, bezogen auf die reversiblen Energievorgänge.

Bei Abweichungen von der harmonischen Schwingung verlieren die Druckvolumen- und Druckströmungskurven ihre Ellipsengestalt und werden zu vielgestaltigen Schleifen. Der Flächeninhalt dieser Schleifen kann durch Integration berechnet werden. Sie behalten als Summe der Einzelleistungen bei nicht harmonischen Schwingungsvorgängen ihre Bedeutung als Maßzahlen bzw. Maßfaktoren jedoch bei.

2.2.3 Atemwiderstand und Atemleistung als komplexe Größen

Da visköse und elastische Kräfte energetisch unterschiedlich zu bewerten und zum Teil auch verschiedenen Strukturen in der Lunge zuzuordnen sind, müssen die Ventilationsparameter, insbesondere die Widerstände und Leistungen, sowohl aus viskösen als auch aus elastischen Anteilen bestehen, was man als "Zweidimensionalität" der Ventilationsparameter auffassen kann.

Definitionsgemäß stellen die zeitabhängig variablen Größen Atemstrom und Atemantriebsdruck als Quotient den Gesamtatemwiderstand und als Produkt die Gesamtatemleistung dar und sind aufgrund ihrer Zweidimensionalität komplexe Größen (HEUSINGER, 1971). Dabei können gleichartige Leistungsanteile linear addiert werden, wogegen die Gesamtleistung nur durch vektorielle Addition der viskösen und elastischen Anteile bestimmbar ist. Dies gilt entsprechend auch für den Widerstand.

Analoge Vorgänge der Elektrotechnik, z.B. beim Wechselstrom, legen es nahe, die Einteilung in irreversible und reversible Vorgänge zu übernehmen.

Die Blindleistung bzw. der Blindwiderstand machen eine Aussage über die reversiblen Vorgänge bei der Ventilation. Sie erlauben daher Rückschlüsse auf die Fähigkeit des schwingenden Systems Lunge, potentielle Energie aufzunehmen bzw. abzugeben.

Die Wirkleistung und der Wirkwiderstand treffen eine Aussage über die irreversiblen Vorgänge. Sie sind abhängig von den viskös bedingten Energieverlusten.

Die Scheinleistung und der Scheinwiderstand stellen die resultierende Gesamtleistung bzw. den Gesamtwiderstand dar.

Das Verhältnis der elastischen Leistung zur viskösen Leistung gibt den Tangens des Phasenwinkels an. Die Zweidimensionalität der Gesamtleistung kann auch durch den Betrag der Gesamtleistung und den Phasenwinkel beschrieben werden. Durch Bestimmung des "Wirkfaktors" $\cos \varphi$ (Verhältnis visköse Leistung zur Gesamtleistung) kann eine Aussage über den "Wirkungsgrad" in der Ventilationsmechanik gemacht werden.

Die Leistungsgrößen sind - bezogen auf einen Atemzug - definitive spezifische Größen. Sie sind nur von der Frequenz, den Atemgrundgrößen und der untersuchten Lunge abhängig. Dagegen sind die Widerstände abhängig von der Atemphase. Für die Auswertung der Versuche und die Beschreibung der mechanischen Eigenschaften ist es daher zweckmäßig, effektive oder mittlere Größen zu definieren.

In Analogie zum technischen Wechselstrom kann als mittlerer Strömungswert oder effektive Strömung diejenige gleichförmige Strömung definiert werden, die während eines Atemzuges den gleichen Betrag an irreversibler Arbeit verbraucht wie die wechselnde Strömung. Bei nicht sinusförmigem Verlauf der Strömung kann aus der mittleren quadratischen Abweichung der Strömungsmomentanwerte hinreichend genau eine effektive Strömung berechnet werden. Aus den definitiven Leistungswerten erhält man durch Division mit dem Quadrat der effektiven Strömung mittlere oder effektive Widerstandswerte.

Widerstände und Leistungsgrößen werden durch ein bestimmtes Verhältnis der Atemgrundgrößen zueinander bestimmt. Dieses Verhältnis wird durch die Atemwegsgeometrie, das Lungengewebe und die Fasertextur beeinflusst. Damit sind Rückschlüsse auf die mechanischen Eigenschaften dieser Strukturen in der Lunge möglich.

3. Methode

3.1 Herkunft und Vorbehandlung der untersuchten Lungen

Die untersuchten Lungen stammen aus Sektionen der Jahre 1968 bis 1972 des Pathologischen Institutes der Universität Münster (damaliger Direktor: Prof.Dr.med. W. Giese) (in einem Fall gerichtliche Sektion). Im allgemeinen wurde die linke Lunge für eine Messung vorbereitet.

Nach Präparation der Trachea und der Hauptbronchien wird die rechte Lunge über den rechten Hauptbronchus möglichst weit distal seziiert, wobei Lungen mit schweren Schleimverschlüssen, Aspirationen oder pneumonischen Herden, die eine schnelle Autolyse begünstigen, somit unzuverlässigen Meßbedingungen, sofort ausgesondert werden.

Der rechte Bronchus wird durch mehrere Unterbindungen luftdicht verschlossen und die gesamte rechte Lunge distal der Unterbindungsstelle abgesetzt. In einigen Fällen wurde der linke Bronchus dicht unter der Trachea durchtrennt. Differenzen infolge dieser Präparationsmethoden fanden sich in der verwendeten Meßanordnung nicht.

In zwei Fällen wurden nur die rechte Lunge gemessen. In je einem Fall wurden beide Lungen sowie getrennt die linke Lunge bzw. beide Lungen sowie rechte und linke Lunge getrennt gemessen.

Vorbehandlung:

Bis zur Messung werden die Lungen bei 4°C bedeckt von einem mit Ringerlösung angefeuchteten Fließpapier ca. 24 Stunden gelagert; eine längere Aufbewahrung (bis zu 2 Monate) erfolgte in Plastikfolie eingeschweißt bei minus 20°C .

Alle untersuchten Lungen sind in Tab.I, nach dem Lebensalter geordnet, mit den allgemeinen Angaben sowie Basisdaten zusammengestellt. Zu Beginn der Messungen werden die großen Luftwege durch Absaugen von Schleim und Blutbeimengungen gereinigt. Die Lungen werden bei einem Druck von 20 cm Wassersäule unter Wasser auf Luftdichtigkeit geprüft. Kleine Pleuradefekte, die sich durch aufperlende Luftblasen anzeigen, werden bei kleinen Lungen (Neugeborene, junge Säuglinge) durch Gewebskleber Histo-Acryl (Braun, Melsungen) wegen der großen Verletzlichkeit der Pleura verschlossen. Bei den Lungen von älteren Individuen bewirkt die Lungengröße entsprechend größere Atemexkursionen. Dort kann diese Methode nicht verwendet werden. Die defekte Stelle wird dann mit einer Klemme gefaßt und mit angefeuchtetem Zwirnfaden abgebunden.

Tabelle I: Übersicht über die untersuchten Lungen

Nr.	Sek.Nr.	Alter ⁺ Geschl.	Kö.Gew.	Kö.Lä.	Kö.Of1.	Lu.Gew.	Bemerk.	Path.-anat. Diagnose
1	79/70	2 d ♂	2.9	50	0.19	50.0	BL	Endomyokard-Fibroelastose Kardio-pulmonale Insuffizienz
2	582/71	2 d ♀	4.05	56	0.25	69.5	BL, Ø, ≠	Hydrozephalus internus, Meningozele Versagen der zentralen Regulation
3	64/70	9 d ♀	2.45	47	0.175	56.0	BL	Aortenisthmusstenose, hoher Ventrikel- septumdef. Lungenödem, hämorrhag. Pneumonie
4	691/71	1 m ♂	4.46	57	0.253	34.0	LL, ≠	Infekt-Intoxikation
5	656/71	1 1/2 m ♀	4.47	49	0.228	27.0	LL	Myelocystozele, multiple Fehlbildungen Versagen der zentralen Regulation
6	496/70	1 m, ♀	5.15	55	0.25	90.0	BL, Ø	Morbus Hirschsprung Akute gelbe Leberdystrophie
7	615/71	2 1/2 m ♀	6.0	54	0.274	60.5	LL, Ø, ≠	Aspiration Erstickung
8	351/70	3 1/2 m ♂	5.65	58	0.27	117.0	BL	Megaureter-Megacystis-Syndrom Pyelonephritis, Encephalitis
9	311/70	6 m ♀	8.0	65	0.36	71.0	RL	Waterhouse-Fridrichsen-Syndrom
10	737/71	7 1/2 m ♀	8.25	70	0.38	50.0	LL	Aspiration. Erstickung
11	12/72	1a2m ♂	10.2	79.5	0.46	75.0	LL	Ursprungsanomalie der Art.cor.sin. Herzversagen
12	740/71	2a4m ♂	12.5*	88	0.55*	71.5	LL	Plötzlicher Tod im Kindesalter
13	369/72	2a7m ♂	14.4	88	0.59	110.0	LL	Embryopathia rubeolosa Waterhouse-Fridrichsen-Syndrom

Nr.	Sek.Nr.	Alter ⁺ Geschl.	Kö.Gew.	Kö.Lä.	Kö.Of1.	Lu.Gew.	Bemerk.	Path.-anat.	Diagnose
-----	---------	-------------------------------	---------	--------	---------	---------	---------	-------------	----------

14	Gerichtl.O.,1971 201/71 GM 4a	♂	15.5*	103	0.66*	174.0	LL, ≠		Tod infolge Erwürgens
15	140/72	♂	18.8	108	0.74	142.0	LL, Ø		Glottisödem. Erstickung
16	887/71	♀	20.0*	120	0.82*	234.0	BL		Contusio cerebri Multiple Hirnblutungen
17						123.0	RL		(re Lunge allein)
18						110.0	LL		(li Lunge allein)
19	219/72	♂	40.5	145	1.28	257.0	LL, ≠		Stammhirndefekte nach alter Contusio cerebri
20	739/71	♀	56.0*	170	1.65*	280.0	LL, ≠		Versagen der zentralen Regulation Postencephalitischer Hydrocephalus internus
21	33/72	♂	38.0	171	1.4	221.0	LL, Ø, ≠		Akutes Hirnödem Cor bovinum Herzinsuffizienz
22	306/68	♀	35.6	151	1.28	500.0	BL		Medulloblastom. Hirndruck
23						210.0	LL		(li Lunge allein)

Anmerkungen: + Alter in Tagen (d), auf volle bzw.halbe Monate (m) gerundet, Jahre (a)
Geschlecht: ♂ männl., ♀ weibl., Untersuchungen an: BL = beide Lungen oder Lungenpaaren,
RL = rechte Lunge, LL = linke Lunge, GM = Gerichtliche Leichenöffnung,
Ø = nur statische Messungen, ≠ = Messungen erfolgten nach Tiefkühlung, sonst 1 Tag nach
der Sektion aufbewahrt im Kühlschrank.
Körperlänge: (cm), Körpergewicht: (kg), Körperoberfl.: (m²)
* geschätzte Werte (Auensektionen)

3.2 Statische Messung

3.2.1 Versuchsaufbau

Die entgaste Lunge wird in einem flachen Plastikbehälter so gelagert, daß sie sich bei ihrer Blähung ungehindert ausdehnen kann und keine Torsionen an den großen Luftwegen auftreten. Die Messung wird bei Zimmertemperatur durchgeführt. Um ein Austrocknen zu verhindern, wird die Oberfläche mit Ringerlösung von Zeit zu Zeit betropft. Der Hauptbronchus wird über ein T-Stück an ein Wassermanometer und eine Rekordspritze angeschlossen. Ein Schema des Versuchsaufbaues zeigt Abbildung 4.

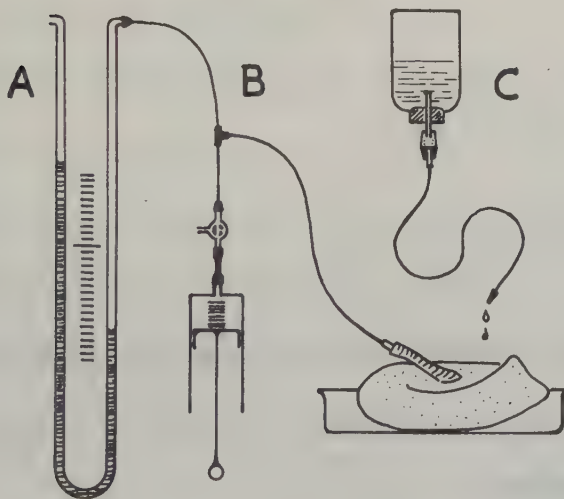


Abb.4: Schema des Versuchsaufbaues (Statik) :
(A) Wassermanometer; (B) fraktionierte
Volumenzufuhr; (C) Lunge mit Befeuchtungs-
vorrichtung

3.2.2 Ablauf der statischen Messung

Zu Beginn der Messung wird die Lunge zunächst im Unterdruck entgast und gewogen. Die Luftfüllung erfolgt stufenweise, wobei zu Beginn und bei Erreichen eines Druckes von ca. 18- 25 cm Wassersäule kleinere Volumenfraktionen gewählt werden. Um eine ausreichende Luftverteilung nach Ende der Luftzufuhr zu gewährleisten, wird der intrapulmonale Druck am Wassermanometer erst nach ca. 1 Minute abgelesen. Die stufenweise Entleerung erfolgt ebenfalls im Anfangsteil und im Bereich der halben Totalkapazität in kleineren Stufen.

Meßreihen werden vom entgasten Zustand bis zum sicheren Überschreiten linearer Druckvolumenbeziehungen aufgestellt und bei der Luftentleerung bis zum Erreichen des Drucknullpunktes. Hierdurch wird das Kollapsvolumen bestimmt und von diesem Volumen aus eine weitere Meßreihe durchgeführt.

3.2.3 Auswertung der statischen Messung

Die Ergebnisse der statischen Messung werden für die Klassifizierung der Lungen und für die Bestimmung der Größenordnung der dynamischen Atemgrößen verwendet.

Nach der Meßwerttabelle wird das Diagramm Volumen als Funktion des intrapulmonalen Druckes (Lungencharakteristik) gezeichnet. Durch Planimetrieren der Diagrammfläche wird die Hysterese bestimmt, wobei nur die Hysterese vom Kollapsvolumen bis zur

Totalkapazität bei 20 cm Wassersäule berücksichtigt wird.

Die statische Compliance wird als Steigung im linearen Bereich des inflatorischen Schenkels der Lungencharakteristik bestimmt.

Zur Analyse des deflatorischen Schenkels wird ein Stabilitätsindex als Verhältnis bestimmter, während der Deflation gemessener Volumina errechnet (CLEMENTS et al., 1961). Als zweites Auswertungskriterium der Deflationskurve werden die Schnittpunktkoordinaten der Winkelhalbierenden der Tangenten an den deflatorischen Teil der Lungencharakteristik mit dem deflatorischen Schenkel der Deflationskurve für die Bestimmung der Tangentenkonstante verwendet (BAUM et al., 1971).

In Tabelle II sind die wichtigsten physikalischen Größen mit den in dieser Arbeit verwendeten Dimensionen und in Abbildung 6 in ihrem Zusammenhang dargestellt. Die für die Auswertung der statischen Messung verwendeten Größen sind mit Definitionen und Abkürzungen ihrer Maßeinheiten und kurzen Berechnungshinweisen in Tabelle III zusammengestellt (vergleiche auch Abbildung 6).

3.3 Dynamische Messung

3.3.1 Versuchsaufbau

Die Lunge wird an der Trachea bzw. am Bronchus über ein passendes Anschlußstück mit der äußeren Luft verbunden in einem der Lungengröße entsprechenden zylindrischen Kasten luftdicht eingeschlossen. Dieser Kasten wird so weit mit Ringerlösung gefüllt, bis die Lunge teils schwimmend, teils torsionsfrei hängend unbehindert Volumenbewegungen ausführen kann. Durch eine Tierbeatmungspumpe (Animalrespiratorpumpe; Phipps u. Bird) werden im Kasten Volumenschwankungen und damit Druckschwankungen erzeugt. Die Amplitude und auch die Frequenz zwischen 6 und 62 pro min sind stufenlos regelbar; letztere wird anhand einer Zeitschreibung kontrolliert.

Die Druckwerte werden durch mechano-elektrische Druckwandler (Statham-Differenzdruckaufnehmer EM 6 TT oder Statham-Druckaufnehmer P 22 DB, Meßbereich 0-750 mm/Hg) als Differenzdrucke zwischen Kastendruck und Außenluft sowie Kasten- und Trachealdruck gemessen.

Die Strömung wird durch einen Pneumotachographen (Staurohr nach FLEISCH; Meßbereich je nach Größe der Lunge; Statham-Differenzdruckaufnehmer PM 97 TC) unmittelbar über dem Anschluß im Kastendeckel gemessen.

Das Atemvolumen wird aus dem Atemstrom durch einen Analogrechner bestimmt (Integrator der Fa. Schubart). Die Meßsignale werden auf eine Verstärker-Schreiber-Einheit gegeben (Fa. Hellige-Multiscriptor). Die Registrierung erfolgt simultan (Papiervorschub stufenweise von 0,05 mm/sec bis 200 mm/sec regelbar) oder als x-y-Diagramm (x-y-Schreiber: Moseley 7035 A von Hawelett and Packard). Ein Schema des Versuchsaufbaues zeigt Abbildung 5.

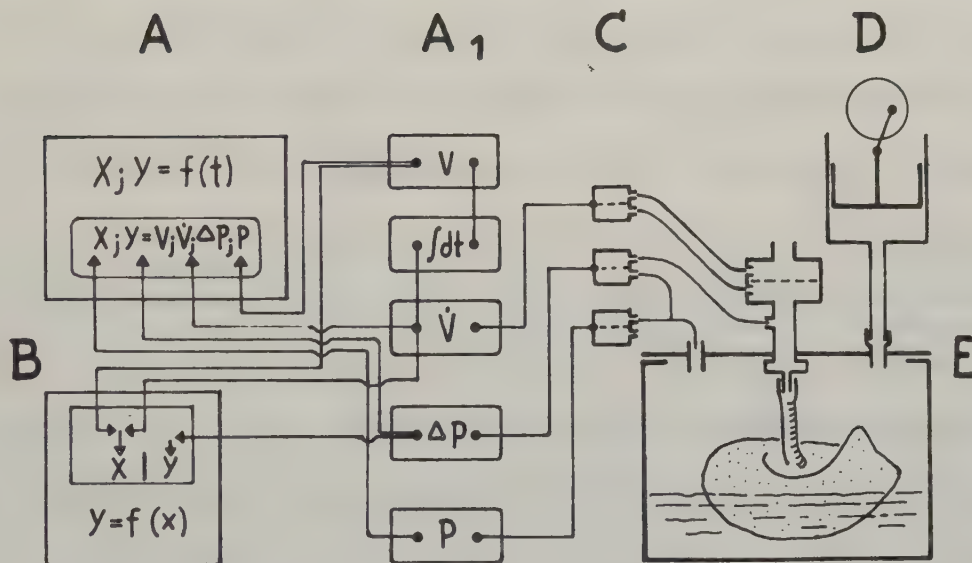


Abb. 5: Schema des Versuchsaufbaues (Dynamik)
 (A) Simultanschreiber und (A₁) Verstärker;
 (B) x-y-Schreiber; (C) Meßwertaufnehmer;
 (D) Pumpsystem-(Atemantriebsdruck);
 (E) Lunge im künstlichen Thorax

3.3.2 Durchführung der dynamischen Messung

Nach Abgleichen der Verstärkereinheiten wird der herrschende Luftdruck als relativer Drucknullpunkt registriert. Alle Meßeinheiten werden geeicht.

Im Kasten wird zunächst ein Unterdruck eingestellt, der dem deflatorisch gemessenen Druck bei 50 % der Totalkapazität (Volumen bei 20 cm Wassersäule) entspricht, als endexpiratorischer Druck eingestellt, somit auch eine funktionelle Residualkapazität von 50 % der TC_{20} festgelegt. Die Größe der Kasten-tracheadruckschwankung wird so gewählt, daß das Atemzugvolumen etwa 10 % der Totalkapazität beträgt. Bei 4 verschiedenen Frequenzen werden der Transpulmonaldruck, der Kastendruck, die Strömung und das Volumen simultan und jeweils auf dem x-y-Schreiber eine Druckvolumenkurve und eine Druckströmungskurve aufgezeichnet. Zwischen den einzelnen Frequenzstufen wird der endexpiratorische Druckpunkt kontrolliert. Die genaue Frequenz wird aus den Zeitmarkierungen der Simultankurven bestimmt.

Vor und nach dem Versuch werden die mechano-elektrischen Wandler gegen den jeweils herrschenden atmosphärischen Druck geeicht (Eichmanometer nach Prof. Gauer).

Integrator und Staurohr zusammen werden mit einer standardisierten Rekordspritze auf das Spritzenvolumen geeicht. Dann wird eine konstante Strömung durch das Fleisch'sche Rohr geschickt. Aus dem linearen Anstieg der Volumenkurve, der aus dem

vom Simultanschreiber aufgezeichneten Integratorimpuls bestimmt wird, berechnet man die konstante Strömung.

3.3.3 Auswertung der dynamischen Messungen

Für jede Frequenz werden aus den Simultankurven die maximale Schwingungsbreite, die Kasten-Tracheadruckdifferenz und die Strömungs- Volumenschwankungen sowie der jeweilige endexpiratorische Druck bestimmt. Die Schleifenflächen der Druckvolumen- und der Druckströmungskurve werden planimetriert und nach Berücksichtigung der Maßstabsfaktoren die entsprechenden Arbeits- und Leistungsgrößen errechnet.

Abkürzungen, Maßeinheiten, Definitionen sowie kurze Berechnungswege sind für die dynamischen Größen in Tabelle IV zusammengestellt.

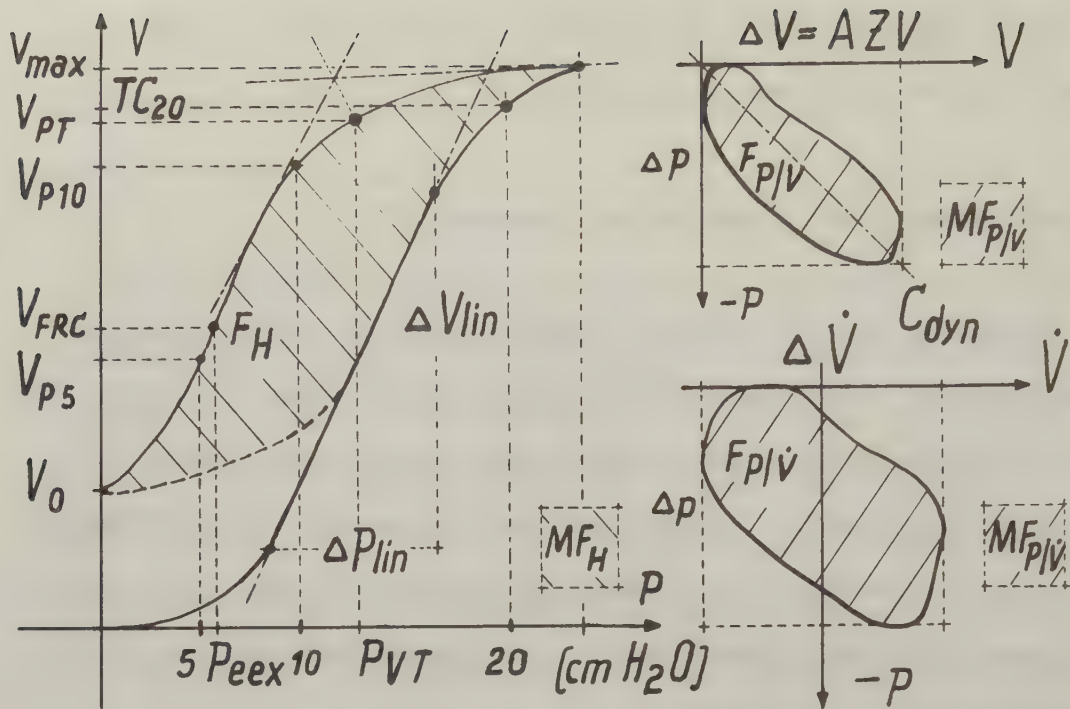


Abb.6: Schema zur Erläuterung der Diagrammauswertungen (vgl.Tab.III und IV)

Die Auswertung berücksichtigt bei den Leistungs- und Widerstandsgrößen nur die Beträge; vektorielle Eigenschaften und Vorzeichen bleiben unberücksichtigt. Es werden nur die mittleren Widerstände bestimmt.

Für statistische Mittelwertbildungen von Veränderlichen wurde in einigen Fällen das Trend-line-Verfahren (NEUSS,1973) angewendet.

3.4 Tabellarische Zusammenstellung der Abkürzungen und Definitionen

Tabelle II:

Zeichen	Maßeinheit	Definition oder Bezeichnung
V	cm^3	Volumen
V	$\text{cm}^3 \cdot \text{sek}^{-1}$	Strömung
P		Druck = Kraft $\cdot$ Fläche $^{-1}$
	$\text{g} \cdot \text{cm} \cdot \text{sek}^{-2} = \text{dyn}$	Kraft
F	cm^2	Fläche
P	$\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$	Druck
	cm Wassersäule	
	$0.1 \text{ cm Ws} \triangleq 98.0665 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$	
A	$\text{dyn} \cdot \text{cm} \triangleq \text{erg}$	Arbeit = Kraft $\cdot$ Weg
		Druck $\cdot$ Volumen
L	$\text{dyn} \cdot \text{cm} \cdot \text{sek}^{-1}$	Leistung = Arbeit $\cdot$ Zeit $^{-1}$
	$\text{watt} \cdot 10^{-7}$	
/Y/		Betrag der Größe Y

Tabelle III:

Abkürzungen, Definitionen und Herleitung statisch bestimmter Größen

Zeichen	Einheit	Definition, Herleitung
$V_{\max}$	cm^3	größtes gemessenes intrapulmonales Volumen
$P_{\max}$	$\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$	entsprechender Druck
V_{po}	cm^3	Kollapsvolumen: bei Deflation und Erreichen des Atmosphärendruckes gemessen, praktisch gleich dem Leichenkollapsvolumen
V_{pn}	cm^3	Volumen bei angegebenem Druck inflatorisch bzw. deflatorisch gemessen
TC_{20}	cm^3	Totalkapazität, intrapulmonales Volumen bei inflatorisch gemessenem Druck von 20 cm H ₂ O $\approx 19,6 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$
$V_{\text{PT}} \mid P_{\text{VT}}$	$\text{cm}^3 \mid \text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$	Schnittpunktkoordinaten der Tangentenwinkelhalbierenden mit der Deflationskurve der Lungencharakteristik (vgl. Abb. 6)
TK		Tangentenkonstante: Verhältnis der Schnittpunktskoordinaten zu den maximalen Druck-Volumen-Meßwerten (siehe unten)
DK		Deflationskonstante: Verhältnis von bei bestimmten deflatorischen Druckwerten gemessenen Volumina (siehe unten und Abb. 6)
B	$\text{cm}^3 \cdot \text{g}^{-1}$	Belüftbarkeit: Volumen (Totalkapazität) bezogen auf (Lungengewicht) Gramm Lungengewebe ($TC_{20} : \text{LuGew}$)
C_{st}	$\text{cm}^5 \cdot \text{dyn}^{-1}$	Volumendehnbarkeit, statische Compliance als Anstieg des linearen Teiles der Inflationskurve der Lungencharakteristik (vgl. Abb. 6 und siehe unten)
F_H	cm^2	Fläche der Lungencharakteristik, bestimmt von V_{po} bis $V_{\max}$ (vgl. Abb. 6)

Zeichen	Einheit	Definition, Herleitung
Hyst	dyn·cm	Hysteresese, statische Verformungsarbeit für vollständige Lungenblähung vom Kollapsvolumen aus (siehe unten)
Y_{spez}		Größe Y bezogen auf $1 \text{ cm}^3 \text{ TC}_{20}$
MF_H	$\text{erg} \cdot \text{cm}^{-2}$	Maßstabsfaktor für das statische Druck-Volumen-Diagramm: Arbeit pro Flächeneinheit (vgl. Abb. 6)

Tangentenkonstante:

$$TK = \frac{V_{PT} \cdot P_{max}}{V_{max} \cdot P_{VT}}$$

Deflationskonstante:

$$DK = \frac{V_{P5} + \frac{V_{P10}}{2}}{TC_{20}}$$

Statische Compliance:

$$C_{st} = \frac{\Delta V_{lin \text{ insp}}}{\Delta P_{lin \text{ insp}}}$$

Die Differenzen werden vom Beginn bis Ende des linearen Anstieges der Inflationskurve bestimmt (vgl. Abb. 6)

Hysteresese:

$$Hyst = F_H \cdot MF_H$$

Tabelle IV:

Abkürzungen, Definitionen und Herleitung dynamisch bestimmter Größen

Zeichen	Einheit	Definition, Herleitung
P_{eex}	$\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$	Geringster negativer Druck im Beatmungskasten bezeichnet praktisch den Wechsel von der Expiration zur Inspiration. Ist zusammen mit der FRC statisch zu definieren
FRC	cm^3	Funktionelle Residualkapazität: definiert als 50% TC_{20} deflatorisch bestimmten Volumens beim Druck P_{eex}
$f'; f''$	$\text{min}^{-1}; \text{sek}^{-1}$	Frequenz, Atemzyklen pro minute bzw. pro sekunde. Aus den Simultankurven berechnet
Δp	$\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$	Betrag der Schwingungsbreite der Differenzdruckschwankungen Kasten-Trachea Δ dem Antriebsdruck
ΔV	cm^3	Betrag der Schwingungsbreite der Volumenschwankungen. Entspricht dem Atemzugvolumen
AZV	cm^3	Atemzugvolumen
$\Delta \dot{V}$	$\text{cm}^3 \cdot \text{sek}^{-1}$	Betrag der Schwingungsbreite des Atemstromes
$P_o, V_o, \dot{V}_o$	s.o.	Amplitude der einzelnen Schwingungen entspricht der Hälfte des Betrages der Schwingungsbreite
$F_{p V}$	cm^2	Fläche der Druck-Volumen-Kurve
$F_{p \dot{V}}$	cm^2	Fläche der Druck-Volumen-Strömungskurve
$MF_{p V}$	$\text{erg} \cdot \text{cm}^{-2}$	Maßstabsfaktoren der Atemschleifenflächen (vgl. Abb. 6)
$MF_{p \dot{V}}$	$\text{erg} \cdot \text{sek}^{-1} \cdot \text{cm}^{-2}$	
ω	$2 \pi \cdot f''$	Kreisfrequenz

Zeichen	Einheit	Definition, Herleitung
$\dot{V}/V$	sek^{-1}	Strömungsfaktor, Strömungsvolumen-index; Verhältnis der Maßzahlen der Strömungsschwingungsbreite zum Atemzugvolumen
$\dot{V}_{\text{eff}}$	$\text{cm}^3 \cdot \text{sek}^{-1}$	effektive Strömung als 2. Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung
A_R	$\text{dyn} \cdot \text{cm}$	Visköse Atemarbeit berechnet aus der Fläche der Druck-Volumen-Kurve für einen Atemzug bei gegebener Frequenz (vgl. Abb. 6)
A_X	$\text{dyn} \cdot \text{cm}$	Elastische Atemarbeit aus der Druck-strömungskurve bestimmt
L_R	$\text{dyn} \cdot \text{cm} \cdot \text{sek}^{-1}$	Visköse Atemleistung, frequenzabhängige Atemarbeit pro Atemzug entspricht der Wirkleistung (vgl. Abb. 6)
L_X	$\text{dyn} \cdot \text{cm} \cdot \text{sek}^{-1}$	Elastische Atemleistung Δ der Blindleistung; entsprechend L_R bestimmbar
L	$\text{dyn} \cdot \text{cm} \cdot \text{sek}^{-1}$	Gesamtleistung, pythagoräische Summe der Einzelleistungen Δ der Scheinleistung
$\tan \varphi$		Verhältnis zwischen Blind- und Wirkleistung bestimmt den mittleren Phasenwinkel
φ		mittlerer Phasenwinkel zwischen Druck und Strömung
R_R	$\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-5} \cdot \text{sek}$	Visköser Widerstand, Wirkwiderstand, gegen Reibung u. Verformung aus der Wirkleistung berechnet
X	$\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-5} \cdot \text{sek}$	"Elastischer" Widerstand, Blindwiderstand aus Retraktionskräften und Masseträgheit; nach der Blindleistung berechnet
R	$\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-5} \cdot \text{sek}$	Gesamtwiderstand oder Scheinwiderstand als pythagoräische Summe oder aus der Gesamtleistung berechnet
Y_{sp}		Spezifizierte Größe Y . Die dynamischen Größen werden auf das Atemzugvolumen bezogen
C_{dyn}	$\text{cm}^5 \cdot \text{dyn}^{-1}$	Volumendehnbarkeit, dynamische Compliance
C_{dyn}^*	$\text{cm}^5 \cdot \text{dyn}^{-1}$	Für jede Frequenz bestimmt als Quotient der Schwingungsbreitenbeträge von Druck und Strömung; mit $*$ aus der Druck-strömungsschleifenfläche (vgl. Abb. 6)

Zeichen	Definition, Herleitung
effektive Strömung:	$\dot{V}_{\text{eff}} \approx \frac{\sum^n \dot{V}_n^2}{n}$
visköse Atemarbeit:	$A_R = F_{p V} \cdot M F_{p V}$
elastische Atemarbeit:	$A_X = \frac{F_{p \dot{V}} \cdot M F_{p \dot{V}}}{f'' \cdot 2\pi}$
visköse Atemleistung:	$L_R = f'' F_{p V} \cdot M F_{p V}$
elastische Atemleistung:	$L_X = \frac{F_{p \dot{V}} \cdot M F_{p \dot{V}}}{2\pi}$
Gesamtleistung:	$L = \sqrt{(f'' \cdot F_{p V} \cdot M F_{p V})^2 + (\frac{1}{2} \pi F_{p \dot{V}} \cdot M F_{p \dot{V}})^2}$
Blind-/Wirkleistung:	$\tan \varphi = \frac{F_{p \dot{V}} \cdot M F_{p \dot{V}}}{2\pi f'' \cdot F_{p V} \cdot M F_{p V}}$
visköser Widerstand:	$R_R = \frac{f'' \cdot F_{p V} \cdot M F_{p V}}{\dot{V}_{\text{eff}}^2}$
dynamische Compliance:	$C_{\text{dyn}}^* = \frac{\omega^2 \cdot \dot{V}_{\text{eff}}^2}{f \cdot F_{p \dot{V}} \cdot M F_{p \dot{V}}}$

4. Ergebnisse

4.1 Tabellarische Zusammenstellung der Meßergebnisse

In Tabelle V sind die Ergebnisse statischer Messungen zusammengestellt. Die Basisdaten der untersuchten Lungen sind in Tabelle I aufgeführt. Für die Bezeichnungen und Einheiten vgl. Tabelle III und IV. Die Ergebnisse der dynamischen Messungen finden sich in Tabelle VI bis XV.

Tabelle V: Ergebnisse statischer Messungen

Nr.	Organ	TC ₂₀	C _{stat}	Hyst. [10 ⁶]	B	DK	TK
1	BL	79	6.61	0.473	1.58	1.06	1.75
2	BL	108	11.90	0.775	1.55	1.28	3.39
3	BL	88	7.60	0.577	1.57	0.70	1.50
4	LL	90	11.10	0.541	2.65	1.11	2.66
5	LL	83	9.06	0.478	3.07	1.13	2.58
6	BL	158	21.90	0.951	1.76	1.18	2.38
7	LL	153	16.03	1.070	2.53	1.18	2.44
8	BL	320	37.50	2.530	2.74	1.15	2.80
9	RL	162	30.70	0.749	2.28	0.92	1.61
10	LL	170	18.60	1.020	3.40	0.80	1.49
11	LL	195	25.50	1.470	2.60	1.11	3.61
12	LL	340	38.60	1.650	4.76	0.51	1.08
13	LL	395	54.50	2.450	3.59	0.89	1.75
14	LL	1016	324.00	5.350	5.84	0.93	1.68
15	LL	740	101.70	4.360	5.21	1.09	2.04
16	BL	1885	232.00	11.770	8.06	1.13	1.71
17	RL	1000	158.00	5.040	8.13	0.83	1.35
18	LL	870	—	3.940	7.91	0.54	1.17
19	LL	870	84.60	5.210	3.39	0.82	1.34
20	LL	1880	300.00	8.23	6.71	0.91	1.61
21	LL	790	63.30	4.72	3.51	1.07	1.76
22	BL	3600	380.00	20.74	7.20	1.07	1.83
23	LL	2025	367.00	4.56	9.60	0.79	1.24

Tabelle VI: Grundgrößen dynamischer Messungen

Nr.	f_I	f_{II}	f'	f_{IV}	f_V	ΔP_I	ΔP_{II}	$\Delta P [10^3]$		ΔP_V
			f_{III}					ΔP_{III}	ΔP_{IV}	
1	6	10	21	42	62	8,3	9,1	9,4	9,8	10,0
3	6	10	21	42	62	10,3	10,8	11,1	11,0	11,5
4	16	27	38	49	-	5,7	5,7	5,7	6,0	-
5	4	8	18	23	33	4,3	4,5	4,6	4,8	4,0
8	6	10	21	42	-	7,8	8,1	8,1	8,3	-
9	6	10	21	42	-	7,6	8,3	8,7	9,2	-
10	10	14	30	43	50	8,8	8,7	8,9	8,7	7,6
11	7	19	38	39	-	11,1	11,1	11,1	10,8	-
12	13	22	36	44	-	3,7	3,8	4,4	5,1	-
13	16	20	25	31	40	12,4	12,3	12,2	12,9	13,0
14	8	20	28	-	-	4,7	4,8	4,8	-	-
16	11	22	37	44	-	3,0	3,4	3,6	3,2	-
17	9	21	35	43	-	5,3	5,5	5,9	5,9	-
18	10	21	35	43	-	4,5	5,1	7,3	7,6	-
19	12	23	32	40	40	7,2	7,9	7,9	8,2	8,3
20	10	21	35	42	-	3,6	3,7	3,9	3,9	-
22	6	15	28	42	-	5,1	5,7	6,2	6,9	-
23	6	15	28	42	-	4,9	5,9	6,9	7,9	-

Tabelle VII: Grundgrößen dynamischer Messung

Nr.	Δv					$\Delta \dot{v}$				
	v_I	v_{II}	v_{III}	v_{IV}	v_V	$\dot{v}_I$	$\dot{v}_{II}$	$\dot{v}_{III}$	$\dot{v}_{IV}$	$\dot{v}_V$
1	12,1	11,5	10,5	9,5	9,0	8,1	13,5	26,2	44,5	60,5
3	10,3	10,3	10,0	9,6	9,3	15,0	10,0	30,0	53,8	74,4
4	12,0	12,0	12,0	11,5	-	18,2	33,0	45,5	-	-
5	4,6	4,6	4,6	4,6	4,6	-	3,8	7,6	10,0	18,5
8	35,7	35,7	35,7	35,7	-	25,3	35,2	103,8	183,7	-
9	18,5	18,5	18,1	17,0	-	14,2	26,5	53,0	89,9	-
10	11,8	11,8	11,8	11,4	11,8	14,8	-	27,1	47,6	59,1
11	35,0	32,5	30,0	32,5	-	20,6	50,4	96,3	121,5	-
12	11,4	10,9	10,0	9,1	-	8,0	18,1	28,1	34,1	-
13	48,2	48,2	48,0	47,8	43,8	83,0	103,7	128,6	156,2	202,6
14	28,3	28,3	28,3	-	-	27,6	59,5	97,7	-	-
16	50,0	56,3	56,3	59,5	-	56,2	117,1	196,8	234,3	-
17	46,9	43,8	43,8	43,8	-	28,1	75,0	126,5	149,9	-
18	60,0	55,0	40,0	35,0	-	55,0	114,6	110,0	137,5	-
19	119,5	108,4	105,6	105,0	105,0	131,0	250,4	348,2	432,2	517,7
20	125,0	120,0	120,0	120,0	-	116,7	233,3	396,7	466,7	-
22	400,0	400,0	400,0	400,0	-	140,0	480,0	780,0	1200,0	-
23	400,0	400,0	400,0	400,0	-	150,0	460,0	820,0	1200,0	-

Tabelle VIII: Grundgrößen der dynamischen Messungen

Nr.	P_{ex} · [10 ³]	FRC	Abweichung von der def. FRC in ± %	ω				
				I	II	III	IV	V
1	2,6	45,0	+ 7	0,628	1,049	2,199	4,398	6,491
3	3,4	20,0	- 27,3	0,628	1,049	2,199	4,398	6,491
4	4,7	56,0	+ 12,2	1,678	2,827	3,977	5,133	-
5	4,8	56,6	+ 18,2	0,421	0,836	1,885	2,406	3,456
8	4,2	205,0	+ 14,1	0,628	1,049	2,199	4,398	-
9	4,2	73,5	- 4,6	0,628	1,049	2,199	4,398	-
10	9,2	115,3	+ 17,8	1,049	1,464	3,142	4,505	5,234
11	3,4	115,5	+ 9,2	0,735	1,992	3,977	4,084	-
12	7,0	111,5	- 17,2	1,376	2,306	3,77	4,606	-
13	5,5	235,0	+ 9,5	1,678	2,032	2,614	3,248	4,191
14	4,9	515,0	+ 0,7	0,836	2,092	2,934	-	-
16	5,6	1374,5	+ 22,9	1,15	2,306	3,877	4,606	-
17	2,8	290,0	- 21	0,942	2,199	3,663	4,505	-
18	3,5	151,9	- 32,5	1,049	2,199	3,663	4,505	-
19	3,9	283,0	- 17,5	1,257	2,406	3,349	4,191	5,133
20	6,3	1165,0	+ 12,0	1,049	2,199	3,663	4,398	-
22	2,7	1700,0	- 2,8	0,628	1,571	2,934	4,398	-
23	6,3	1000,0	- 0,6	0,628	1,571	2,934	4,398	-

Tabelle IX: Ergebnisse dynamischer Messungen

Nr.	$\dot{V} : V$					$\dot{V}_{\text{eff}}$				
	I	II	III	IV	V	I	II	III	IV	V
1	0,669	1,17	2,52	4,73	6,72	2,7	4,5	8,7	14,7	20,0
3	1,456	0,975	3,0	5,62	8,0	5,0	3,3	9,9	17,8	24,6
4	1,517	2,75	3,79	-	-	6,0	10,9	15,1	-	-
5	-	0,82	1,64	2,17	3,01	-	1,2	2,5	3,3	6,1
8	0,708	1,49	2,91	5,15	-	8,4	11,7	34,4	60,8	-
9	0,77	1,43	2,93	5,28	-	4,71	8,8	17,6	29,8	-
10	1,254	-	2,3	4,18	5,0	4,9	-	9,0	15,8	19,6
11	0,589	1,55	3,21	3,74	-	6,8	16,7	31,9	40,2	-
12	0,702	1,66	2,81	3,75	-	2,6	6,0	9,3	11,3	-
13	1,72	2,15	2,68	3,27	4,63	27,5	34,3	42,6	51,7	67,1
14	0,975	2,10	3,45	-	-	9,1	19,7	32,3	-	-
16	1,124	2,08	3,5	3,94	-	18,6	38,8	65,1	77,6	-
17	0,599	1,71	2,89	3,42	-	9,3	24,8	41,9	49,6	-
18	0,917	2,08	2,75	3,93	-	18,2	37,9	36,4	45,5	-
19	1,10	2,3	3,3	4,12	4,91	43,4	82,9	115,3	143,1	170,7
20	0,934	1,94	3,31	3,89	-	38,6	77,2	131,3	154,5	-
22	0,35	1,2	1,95	3,0	-	46,3	158,9	258,2	397,2	-
23	0,38	1,15	2,05	3,0	-	49,6	152,3	271,4	397,2	-

Tabelle X: Ergebnisse dynamischer Messungen

Nr.	$C_{dyn} [10^{-3}]$					$C_{dyn}^* [10^{-3}]$				
	I	II	III	IV	V	I	II	III	IV	V
1	1,43	1,26	1,10	0,96	0,92	1,53	1,28	1,11	1,02	0,99
3	1,0	0,95	0,91	0,87	0,81	2,38	1,12	1,23	1,22	1,39
4	2,11	2,11	2,11	1,93	-	1,91	2,07	1,84	-	-
5	1,07	1,02	1,0	0,97	1,53	-	0,72	0,85	0,9	1,31
8	4,56	4,38	4,38	4,28	-	4,71	2,45	5,55	5,98	-
9	2,41	2,23	2,07	1,86	-	2,8	2,82	2,6	2,55	-
10	1,33	1,36	1,33	1,31	1,56	1,39	-	0,94	1,1	1,46
11	3,16	2,94	2,70	3,01	-	2,74	2,06	2,1	3,14	-
12	3,1	2,84	2,26	1,76	-	1,34	1,94	1,54	1,32	-
13	3,91	3,94	3,35	3,69	3,35	3,97	3,82	3,9	3,58	3,56
14	6,02	5,89	5,89	-	-	4,42	5,56	7,1	-	-
16	16,45	16,41	15,5	18,39	-	14,03	13,14	12,28	13,57	-
17	8,86	7,97	7,44	7,44	-	4,96	5,29	5,15	5,16	-
18	13,3	10,79	5,52	4,61	-	10,14	8,92	3,5	3,64	-
19	14,08	13,64	13,3	12,75	12,59	12,63	11,88	12,44	11,93	10,82
20	34,47	32,20	30,59	30,59	-	26,48	25,26	24,82	23,93	-
22	78,41	70,36	64,75	58,12	-	35,39	45,47	48,0	41,34	-
23	81,58	67,98	58,12	50,99	-	54,91	45,47	39,63	68,9	-

Tabelle XI: Ergebnisse dynamischer Messungen

Nr.	tan φ					$\angle \varphi$				
	I	II	III	IV	V	I	II	III	IV	V
1	6,063	4,605	4,045	3,059	1,567	80°38'	77°45'	76°7'	71°54'	68°43'
3	102,096	5,341	6,827	4,528	1,811	89°25'	79°24'	81°40'	77°33'	61°6'
4	5,371	5,406	6,734	-	-	79°27'	70°31'	81°33'	-	-
5	-	25,663	6,828	6,047	2,968	-	87°46'	81°40'	80°37'	71°21'
8	40,891	38,26	6,407	1,288	-	88°36'	88°30'	81°8'	52°10'	-
9	13,68	6,83	4,627	1,139	-	85°49'	81°40'	77°48'	48°43'	-
10	28,033	-	4,356	4,50	3,068	87°57'	-	77°4'	77°28'	71°57'
11	37,14	8,122	4,119	2,649	-	88°27'	82°59'	76°21'	69°19'	-
12	5,449	2,656	2,158	2,389	-	79°36'	69°22'	65°9'	67°17'	-
13	7,038	5,918	4,909	4,298	4,593	81°55'	80°25'	78°29'	76°54'	77°43'
14	9,707	4,269	4,853	-	-	84°15'	76°49'	78°21'	-	-
16	15,883	6,7	4,684	4,686	-	86°24'	81°31'	77°57'	77°57'	-
17	4,804	4,174	2,964	2,693	-	78°14'	76°32'	71°22'	69°38'	-
18	8,263	4,126	2,83	3,028	-	83°6'	76°23'	70°32'	71°43'	-
19	3,511	2,706	3,04	3,027	2,953	74°6'	69°43'	71°48'	71°43'	71°18'
20	6,666	4,458	3,377	2,768	-	81°28'	77°20'	73°30'	70°8'	-
22	2,481	1,994	0,821	1,119	-	68°3'	63°22'	39°23'	48°13'	-
23	1,169	1,411	1,017	0,416	-	49°27'	54°21'	45°28'	22°35'	-

Tabelle XII: Ergebnisse dynamischer Messungen

Nr.	$L_R [10^{-3}]$					$L_X [10^{-3}]$				
	I	II	III	IV	V	I	II	III	IV	V
1	0,126	0,328	0,768	1,58	2,416	0,761	1,509	3,106	4,833	6,202
3	0,016	0,176	0,532	1,308	3,699	1,672	0,938	3,627	5,924	6,699
4	0,211	0,376	0,464	1,062	-	1,122	2,031	3,123	-	-
5	0,002	0,008	0,057	0,084	0,277	-	0,201	0,389	0,504	0,824
8	0,058	0,139	1,51	10,8	-	2,386	5,329	9,677	13,92	-
9	0,092	0,392	1,175	6,969	-	1,263	2,619	5,436	7,938	-
10	0,059	0,14	0,592	1,118	1,642	1,65	-	2,735	5,03	5,034
11	0,062	0,838	2,967	4,766	-	2,294	6,802	12,22	12,63	-
12	0,068	0,302	0,688	0,884	-	0,368	0,802	1,489	2,113	-
13	1,606	2,48	3,631	5,347	-	11,307	14,67	17,83	22,98	30,31
14	0,16	0,777	1,03	-	6,6	1,561	3,32	5,0	-	-
16	0,135	0,749	1,912	2,006	-	2,134	5,013	8,957	9,398	-
17	0,386	1,26	3,122	3,917	-	1,851	5,26	9,254	10,54	-
18	0,376	1,785	3,636	4,191	-	3,112	7,364	10,29	12,69	-
19	3,366	8,954	10,64	13,39	17,59	11,817	24,24	32,35	40,53	51,94
20	0,796	2,437	5,643	8,176	-	5,308	10,863	19,05	22,63	-
22	3,923	17,97	57,98	78,17	-	9,732	35,83	47,63	87,51	-
23	6,012	24,07	62,44	125,11	-	7,029	33,96	63,82	52,09	-

Tabelle XIII: Ergebnisse dynamischer Messungen

Nr.	R_R					X				
	I	II	III	IV	V	I	II	III	IV	V
1	173	162	101	73	60	1044	745	410	224	155
3	6,4	162	54	41	61	669	861	370	187	111
4	59	32	20	-	-	312	171	137	-	-
5	-	55	91	77	74	-	1395	622	463	221
8	8,2	10	13	29	-	338	389	82	38	-
9	41	51	38	78	-	569	338	175	89	-
10	25	-	73	45	43	687	-	338	201	131
11	13	30	29	29	-	496	244	120	78	-
12	101	84	80	69	-	544	223	172	165	-
13	21	21	20	20	-	150	125	98	86	67
14	19	20	9,9	-	-	189	86	48	-	-
16	3,9	5,0	4,5	3,3	-	62	33	21	16	-
17	45	20	18	16	-	214	86	53	43	-
18	11	12	27	20	-	94	51	78	61	-
19	18	13	8	6,5	6	63	35	24	20	18
20	5,3	4,1	3,3	3,4	-	36	18	11	9,5	-
22	18	7,1	8,6	4,9	-	45	14	7,1	5,5	-
23	24	10	8,4	7,9	-	29	14	8,6	3,3	-

Tabelle XIV: Ergebnisse dynamischer Messungen
 L [10⁻³]

Nr.	L [10 ⁻³]					R				
	I	II	III	IV	V	I	II	III	IV	V
1	0,771	1,544	3,2	5,085	6,656	1058,2	762,4	422,6	235,6	166,2
3	1,672	0,954	3,666	6,067	7,652	669,0	876,1	373,9	191,4	126,7
4	1,142	2,129	3,157	-	-	317,5	174,0	138,5	-	-
5	-	0,201	0,393	0,511	0,869	-	1396,1	628,6	469,4	231,0
8	2,386	5,331	9,794	17,618	-	338,1	389,1	83,0	47,8	-
9	1,266	2,648	5,562	10,563	-	570,5	341,8	179,1	118,3	-
10	1,601	-	2,978	5,153	5,295	687,5	-	345,8	206,0	137,9
11	2,302	6,853	12,575	13,499	-	496,2	245,8	123,5	83,2	-
12	0,374	0,857	1,640	2,290	-	553,3	238,3	185,3	178,8	-
13	11,420	14,878	18,196	23,594	-	151,5	126,8	100,0	38,3	-
14	1,569	3,41	5,105	-	-	190,0	88,3	49,0	-	-
16	2,138	5,069	9,159	9,61	-	62,1	33,4	21,5	16,3	-
17	1,891	5,409	3,766	11,244	-	218,7	88,3	56,0	45,9	-
18	3,135	7,577	10,914	13,364	-	94,6	52,4	82,5	64,2	-
19	12,287	25,841	34,055	42,685	54,838	65,5	37,3	25,3	21,0	19,0
20	5,367	11,132	19,868	24,062	-	36,4	18,5	11,5	10,1	-
22	10,493	40,084	75,053	117,34	-	48,5	15,7	11,2	7,37	-
23	9,249	41,625	89,285	135,52	-	37,6	17,2	12,0	8,56	-

4.2 Festlegung von Altersgruppen

Die sofort auffallenden und zu erwartenden Größenunterschiede der Meßergebnisse sind in erster Linie auf die unterschiedliche Größe der untersuchten Lungen zurückzuführen, die bei einer vergleichenden funktionellen Beurteilung zu berücksichtigen sind, so daß mögliche spezifische Änderungen einzelner Parameter mit dem Wachstum der Lunge in verschiedenen Altersstufen nachgewiesen werden können.

Bei diesem Vergleich ist die biologische Streuung der Meßergebnisse mit Einflüssen durch agonale und postmortale Veränderungen zu berücksichtigen. Bei der Darstellung der Ergebnisse werden die Meßwerte meist auf gemeinsame Bezugsgrößen als Vergleichswerte der verschiedenen Altersstufen spezifiziert. Bei den statischen Messungen dient im allgemeinen die Totalkapazität als Bezugsgröße und bei den dynamischen Messungen das Atemzugvolumen oder das Verhältnis zwischen Atemzugvolumen und Atemströmung.

Aus Zweckmäßigkeitsgründen werden 6 Altersgruppen festgelegt, denen die gefundenen Meßwerte nach den somatischen Größen (Körperlänge, Körpergewicht und Körperoberfläche) und den Grundgrößen Lungengewicht und Totalkapazität zugeordnet werden. Dabei stellt die 1. Gruppe den Nullpunkt und die 6. Gruppe, deren kalendarisches Alter mit 12 Jahren festgesetzt wurde, den Endpunkt der Skala dar.

1. Gruppe: Lfd.Nr. 1, Alter 2 Tage

" " 2, " 2 Tage

" " 3, " 9 Tage

" " 5, " 1 1/2 Monate

(vgl.auch Tab.I).

Die Nr.5 wurde trotz des kalendarischen Alters von 1 1/2 Monaten in diese Gruppe aufgenommen, da das Körpergewicht des untersuchten Kindes 4,47 kg und die Körperlänge 49 cm betrugen. Mit einer Körperoberfläche von $0,228 \text{ m}^2$ erscheint es gerechtfertigt, es in diese Gruppe der Neugeborenen einzufügen.

2. Gruppe: Lfd.Nr. 4, Alter 1 Monat

" " 6, " 1 Monat

" " 7, " 2 1/2 Monate

" " 8, " 3 1/2 Monate

Diese Gruppe der jungen Säuglinge umfaßt Kinder mit einer Körperoberfläche von $0,25$ bis $0,274 \text{ m}^2$. Ihr Alter wird auf 3 Monate festgesetzt und stellt somit 1/48 der untersuchten Zeitspanne dar.

3. Gruppe: Lfd.Nr. 9, Alter 6 Monate

" " 10, " 7 1/2 Monate

" " 11, " 1 Jahr 2 Monate

Die Gruppe ältere Säuglinge umfaßt Kinder mit Körperoberflächen von $0,36$ bis $0,46 \text{ m}^2$, ihr Alter wird auf 9 Monate, d.h. 1/16 der untersuchten Zeitspanne, festgesetzt.

4. Gruppe: Lfd.Nr. 12, Alter 2 Jahre 4 Monate

" " 13, " 2 Jahre 7 Monate

" " 14, " 4 Jahre

" " 15, " 4 Jahre 1 Monat

Die Gruppe der Kleinkinder umfaßt solche mit Körperoberflächen von 0,55 bis 0,74 m². Lunge Nr.14 weicht stärker von den übrigen Werten ab, was einerseits durch eine mögliche Überblähung (Todesursache) erklärt werden könnte, doch sind die Meßwerte möglicherweise auch im Normbereich. Das kalendarische Alter dieser Gruppe wird auf 3 Jahre festgesetzt und beträgt 1/4 der untersuchten Zeitspanne.

5. Gruppe: Lfd.Nr. 16, Alter 5 Jahre 6 Monate

" " (17)

" " (18)

" " 19, Alter 7 Jahre 10 Monate

Diese Gruppe Schulkinder umfaßt Kinder mit Körperoberflächen von 0,82 bis 1,28 m². Diese Gruppe ist schlecht repräsentiert, da in dieser Altersstufe relativ wenig Obduktionen durchgeführt werden. Die häufigste Todesursache (Unfälle) setzt in der Regel besonders schwere Veränderungen in den Lungen. Bei der Errechnung von Mittelwerten werden die Nummern 17 und 18 (rechte und linke Lunge der Nr.16) nur bei den spezifizierten Größen berücksichtigt. Das kalendarische Alter dieser Gruppe wird mit 6 Jahren festgesetzt und beträgt damit die Hälfte der untersuchten Zeitspanne.

6. Gruppe: Lfd.Nr. 20, Alter 13 Jahre 8 Monate

" " 21, " 13 Jahre

" " 22, " 17 Jahre

" " (23)

Die Körperoberfläche in dieser Gruppe der Jugendlichen reicht von 1,4 bis 1,65 m². Bei der lfd.Nr.23 (linke Lunge der Nr.22) wurde entsprechend verfahren wie in der 5. Gruppe. Das kalendarische Alter dieser Gruppe wird mit 12 Jahren festgesetzt und ist Endpunkt der Untersuchungskala.

5. Besprechung der Ergebnisse unter speziellen Gesichtspunkten

5.1 Die Lungengrundgrößen und statisch bestimmte Parameter

5.1.1 Übersicht und Vergleich mit Normwerten

Um eine allgemeine Übersicht über das Untersuchungsgut zu erhalten, wurden das bei der Obduktion bestimmte Körpergewicht und die Körperlänge mit den Normwerten entsprechend dem Lebensalter verglichen. Geschlechtsunterschiede wurden hierbei nicht berücksichtigt. In Abbildung 7 ist der Normverlauf der Gewichtskurve (durchgezogene Linie) eingezeichnet, die gefundenen Körpergewichte als volle Punkte graphisch dargestellt.

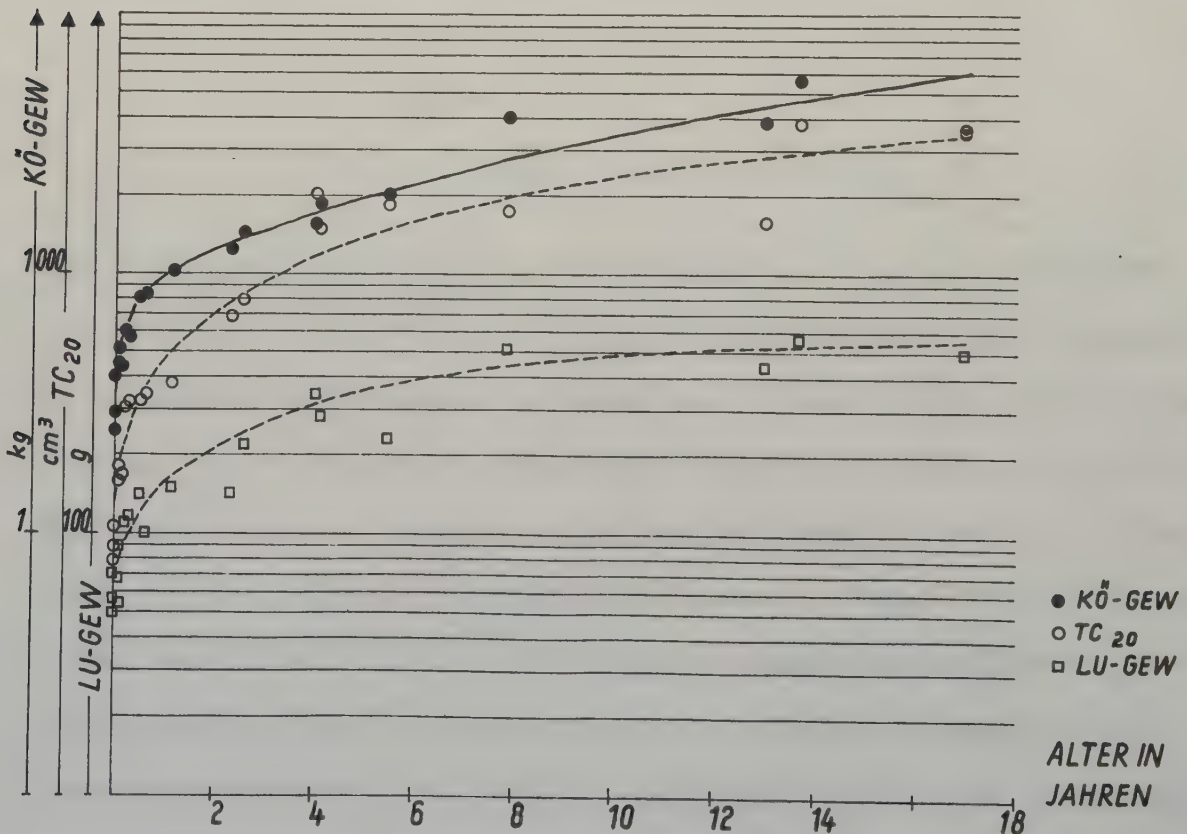


Abb.7: Körpergewicht, Totalkapazität bei 20 cm H₂O inflatorischem Druck u. Lungengewicht in logarithmischer Darstellung in Abhängigkeit vom Lebensalter. Ausgezogene Linie normale Entwicklung des Körpergewichtes, gestrichelte Linien geschätzte Normkurven, obere für die Totalkapazität, untere für das Lungengewicht

Eine entsprechende Betrachtung der Körperlänge zeigt, daß die durchgeführten Untersuchungen für die jeweiligen Altersgruppen als grob repräsentativ anzusehen sind.

Einen ähnlichen Verlauf wie die Kurve der Normgewichte zeigen die Kurven der Lungengewichte (untere gestrichelte Linie) und der Totalkapazität (obere gestrichelte Linie), die jedoch nicht Normwertkurven darstellen, sondern graphisch ermittelte Kurven der Mittelwerte der Lungengewichte und der gemessenen Totalkapazitäten. Diese Übersicht im logarithmischen Maßstab zeigt eine besondere Schwierigkeit beim Vergleich der absoluten Meßwerte über die Altersspanne von der Neugeborenenperiode bis etwa zum 18. Lebensjahr. Während sich das Körpergewicht um etwa eine Zehnerpotenz ändert, nimmt die Totalkapazität um etwa zwei Zehnerpotenzen zu.

Mindergröße und Mindergewicht können unter Umständen eine relativ "jüngere" Lunge vortäuschen. Zur besseren und somatischen Einordnung bzw. für eine Differenzierung zwischen biologischem und kalendarischem Alter wird im folgenden häufig die aus Nomogrammen (Documenta Geigy, 1969) ermittelte Körperoberfläche herangezogen.

Bei den Abbildungen wird , soweit nicht in den Legenden anders angegeben, die Totalkapazität und das Lungengewicht für Lungenpaare angegeben. Die übrigen Größen beziehn sich auf Einzelungen. Die Größendifferenzen zwischen der rechten und der

linken Lunge bleiben unberücksichtigt.

Das Lungengewicht und die Totalkapazität sind in erster Linie von der wachstumsbedingten Größenzunahme abhängig. Im Vergleich mit dem Körpergewicht und der Körperlänge bzw. der Körperoberfläche ist die Änderung in Abhängigkeit vom Lebensalter weitgehend vergleichbar (vgl. Abb.8).

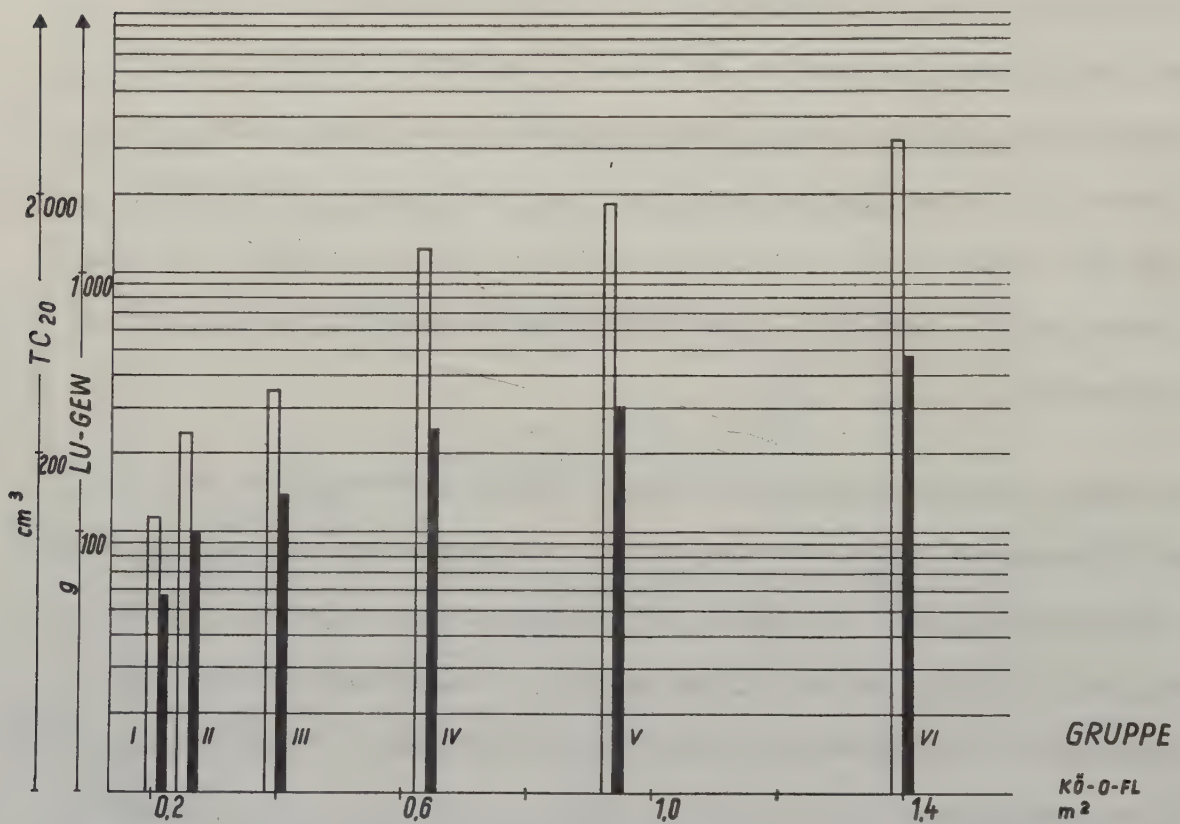


Abb.8: Mittelwerte der TC₂₀ (offene Säulen) und Mittelwerte des Lungengewichtes (geschlossene Säulen) im Vergleich mit den Mittelwerten der Körperoberfläche in den einzelnen Altersgruppen

5.1.2 Wachstumsänderung von statischer Compliance und Hysterese

Die Totalkapazität wird für alle Altersgruppen bei einem Druck von 20 cm Wassersäule, entsprechend $19,6 \times 10^3 \text{ dyn cm}^{-2}$ angenommen. Danach muß bei wachsendem Volumen die inflatorisch bestimmte statische Compliance mit dem Lungenwachstum zunehmen. Dies gilt auch für die Hysterese, die als Fläche der Lungencharakteristik definiert ist.

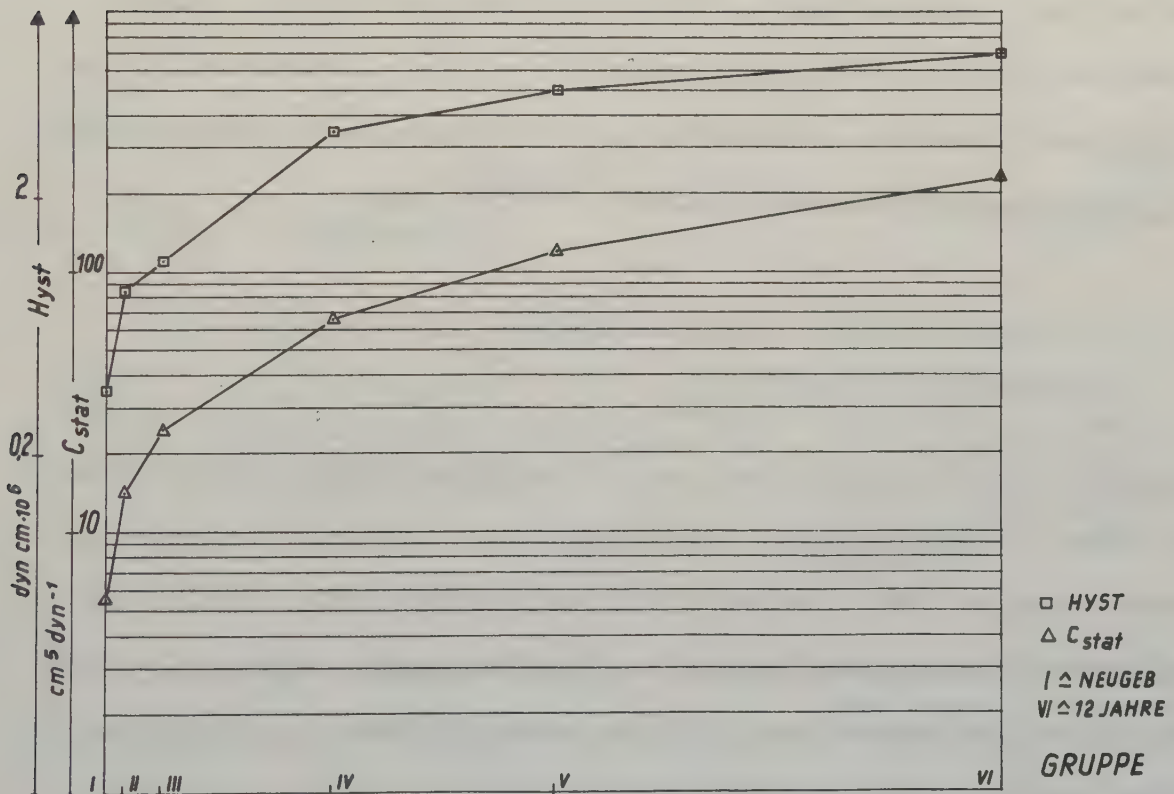


Abb.9: Mittelwerte der Hysterese und der statischen Compliance in den sechs Altersgruppen. Hysterese und Compliance logarithmisch, Gruppeneinteilung linear entsprechend dem festgesetzten kalendarischen Alter

Die für die Mittelwertsbestimmung in Abbildung 9 verwendeten Werte beziehen sich auf Einzellungen. Dabei werden die linke und rechte Lunge als gleich groß angenommen und die statische Compliance und die Hysterese proportional der Lungengröße angesehen. Der dabei auftretende Fehler liegt innerhalb der Streuung und kann daher vernachlässigt werden. Die logarithmisch dargestellten Kurvenzüge für die Hysterese (Quadrate) und für die statische Compliance (Dreiecke) für die einzelnen Altersgruppen in linearer Altersabhängigkeit sind vergleichbar dem Verlauf der Normwertkurve für das Körpergewicht und der geschätzten Kurven von Lungengewicht bzw. Totalkapazität. Dies dürfte auf gemeinsame strukturelle Bedingungen im Lungenaufbau und im Wachstumsverhalten zurückzuführen sein.

5.1.3 Die spezifizierte Totalkapazität und spezifizierte statische Compliance

Die Belüftbarkeit, definiert als Totalkapazität pro Lungengewicht in Gramm, (spezifizierte Totalkapazität) ist ein charakteristisches Beispiel für eine spezifizierte Größe. Sie stellt diejenige Luftmenge dar, die in 1 g Lungengewebe verteilt werden kann. Die Luftverteilung wird im wesentlichen von der Alveolargröße und der Alveolenzahl abhängig sein.

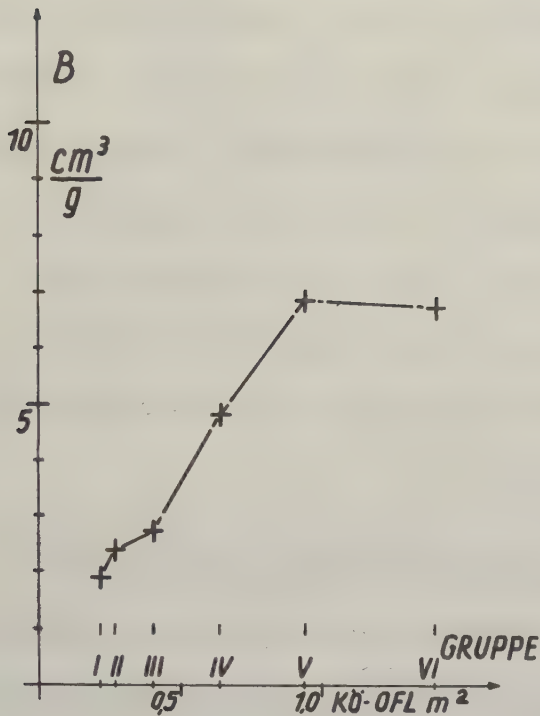


Abb.10: Die Belüftbarkeit (Gruppenmittelwerte) als Funktion der Körperoberfläche

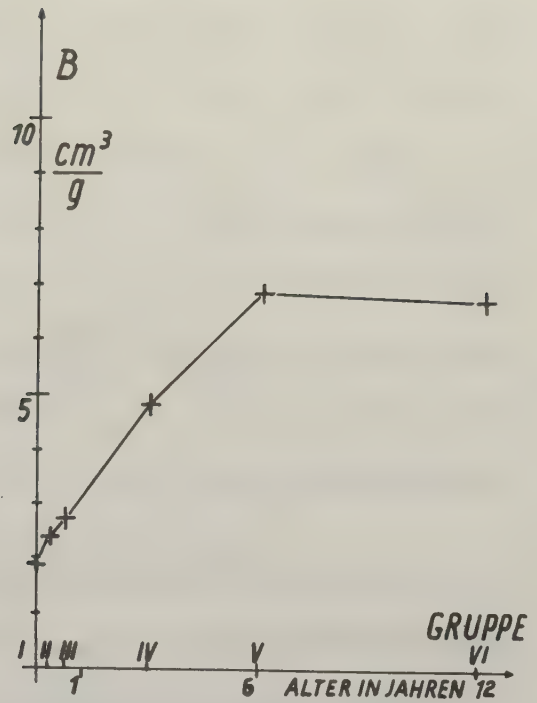


Abb.11: Die Belüftbarkeit (Gruppenmittelwerte) als Funktion des Lebensalters (festgesetztes Alter der Gruppen)

Die Abbildung 10 zeigt die enge lineare Beziehung zwischen der Belüftbarkeit und der Körperoberfläche. Die letzte Gruppe (Jugendliche) weicht stärker nach unten ab, weil möglicherweise ein Grenzwert, der durch die "ausgewachsene Lunge" definiert ist, bereits überschritten ist; andererseits könnte auch ein

methodischer Fehler eine Rolle spielen, weil die Lungen Nr.22 und 23 einer anderen Versuchsserie entstammen.

Eine lineare Beziehung der Belüftbarkeit zu anderen Funktionsgrößen findet sich nicht nur mit der Körperoberfläche, sondern es ergeben sich auch in Bezug auf das Lebensalter vergleichbare Verhältnisse (Abb.11). Die Änderung der Belüftbarkeit kann daher sowohl mit dem kalendarischen Alter als auch mit dem funktionellen Alter in Beziehung gesetzt werden. Sie stellt daher ein einfach zu bestimmendes Kriterium zur Bewertung der mechanischen Lungeneigenschaften dar.

Die statische Compliance ist als Quotient aus Volumendifferenz und Druckdifferenz des linearen Teiles der Lungencharakteristik in erster Linie von der Lungengröße abhängig. Die spezifizierte statische Compliance stellt unabhängig von den Größenunterschieden eine Beurteilungsmöglichkeit relativer Änderungen, z. B. der Retraktionseigenschaften dar, so daß sich indirekte Rückschlüsse auf die Aktivität des Surfactant ergeben.

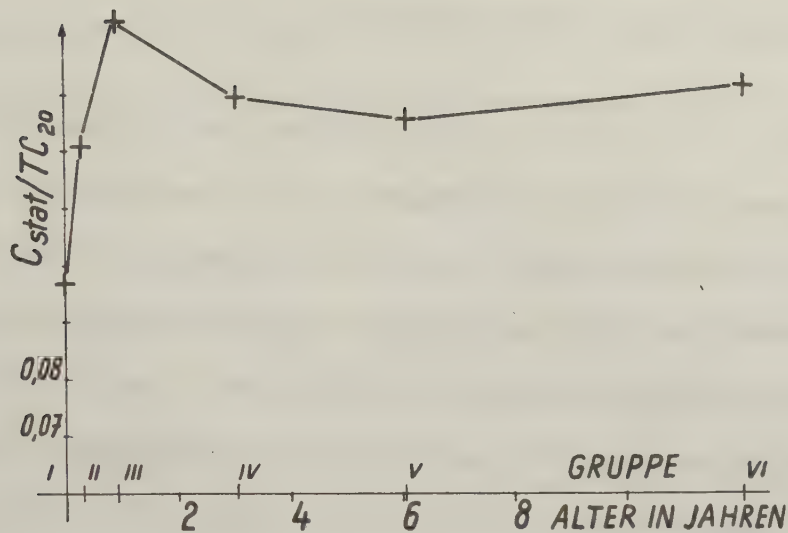


Abb.12: Die spezifische statische Compliance
(Gruppendurchschnittswerte in $\text{cm}^2 \text{ dyn}^{-1}$)
in Abhängigkeit vom Lebensalter

Die Funktion der spezifizierten statischen Compliance in Abhängigkeit vom Alter zeigt Abbildung 12. Nach einer deutlichen Größenzunahme in den ersten Gruppen findet sich eine Abflachung des Kurvenverlaufes, die als Erreichen eines Grenzwertes gedeutet werden kann, wobei den vorliegenden Meßergebnissen die spezifizierte statische Compliance etwa vom 3. Lebensjahr an als konstant anzusehen ist. Dabei sind auch hier die für die letzte Gruppe oben angeführten Überlegungen zu berücksichtigen.

5.1.4 Die Spezifizierung der Hysterese

Die Hysterese ist als Verformungsarbeit bei der Lungenblähung vom Kollapsvolumen bis zur Totalkapazität im wesentlichen von der Lungengröße abhängig. Da die Verformung im Lungengewebe stattfindet, kann sie nicht nur auf die Totalkapazität, sondern auch auf das Lungengewicht bezogen werden. Für die erste Möglichkeit spricht die Tatsache, daß sich die Totalkapazität innerhalb der beobachteten Altersgruppen sehr stark ändert, während die Druckschwankungen definitionsgemäß nur zwischen 0 und $19,6 \cdot 10^3 \text{ dyn cm}^{-2}$ liegen. Für die zweite Möglichkeit einer Spezifizierung auf das Lungengewicht läßt sich das oben erwähnte Argument anführen, daß die Verformung im Lungengewebe stattfindet, somit das Gewicht die entsprechende Bezugsgröße für eine relative Änderung ist.

Die auf das Lungengewicht bezogene Hysterese weist auf eine zunehmende Bedeutung der viskösen Faktoren bei steigendem Lebensalter hin. Da bei den statischen Untersuchungen definitionsgemäß eine Summe von Gleichgewichtszuständen untersucht wird, können nur Verformungskräfte, die nur einen Teil der viskösen Faktoren ausmachen, beurteilt werden.

Die auf die Totalkapazität bezogene Hysterese weist auf eine mit zunehmendem Lebensalter abnehmende Bedeutung der Oberflächenkräfte als Anteil der Retraktionskraft der Lunge hin,

da Änderungen des Lungenvolumens mit einer Änderung der inneren Oberfläche und der Radien einhergehen.

Die Hysterese ist somit einerseits Ausdruck der Surfactant-aktivität, andererseits ein Maß für die visköse Arbeit der statischen Druckvolumenbeziehung. Wegen der zum Teil erheblichen Streuung und des geringen Stichprobenumfanges in einzelnen Altersgruppen müssen die gefundenen Werte mit Vorsicht interpretiert werden.

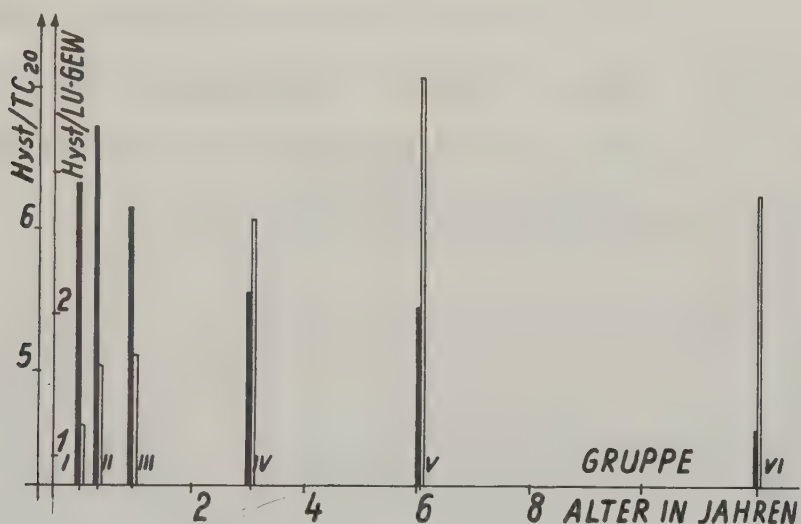


Abb.13: Gruppendurchschnittswerte der auf die definierte Totalkapazität bezogenen Hysteresen ($\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot 10^3$, schwarze Säulen) und der auf das Lungengewicht bezogenen ($\text{dyn} \cdot \text{cm g}^{-1} \cdot 10^3$, offene Säulen) in Abhängigkeit vom Lebensalter

In Abbildung 13 sind beide Möglichkeiten in Abhängigkeit vom Alter für die einzelnen Gruppen in einer Abbildung dargestellt. Die auf die Totalkapazität bezogene spezifische Hysterese

nimmt mit dem Alter weitgehend linear ab. Nur zwischen der ersten und zweiten Gruppe ist ein geringer Anstieg zu beobachten. Dagegen nimmt die auf das Lungengewicht bezogene spezifische Hysterese bis zur 5. Gruppe fast linear mit dem Alter zu und scheint zwischen der 5. und 6. Gruppe einen Grenzwert zu erreichen.

5.1.5 Die sog. Deflationskonstanten

Zur Auswertung des deflatorischen Teiles der Lungencharakteristik wird in dieser Arbeit einmal die Deflationskonstante (mod. nach CLEMENTS, 1962) und zum anderen die Tangentenkonstante (mod. nach BAUM, 1971) verwendet. Die Tangentenkonstante erscheint empfindlicher als die Deflationskonstante.

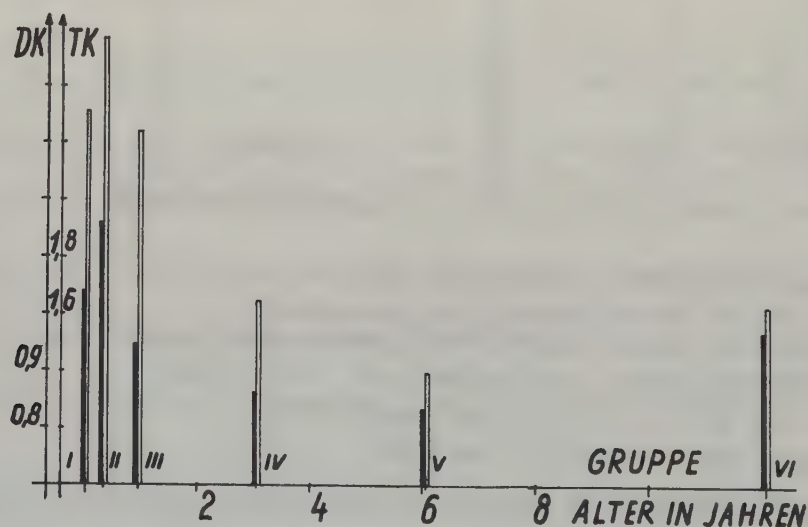


Abb.14: Die Deflationskonstante (DK, geschlossene Säulen) und die Tangentenkonstante (TK, offene Säulen) Gruppenmittelwerte dargestellt als Funktion des Lebensalters

Wie Abbildung 14 zeigt, zeigen die Konstanten ein ähnliches Verhalten in Abhängigkeit vom Lebensalter, nehmen beide zwischen der 1. und 2. Gruppe deutlich zu und scheinen dann auf einen Grenzwert, der etwa zwischen den Werten der 4. und 6. Gruppe liegt, abzufallen. Damit zeigt sich eine gewisse Ähnlichkeit der Altersabhängigkeit im Vergleich zur spezifizierten Hysterese. Da durch die Hysterese in erster Linie Gewebskräfte beschrieben werden, ist anzunehmen, daß der Verlauf des deflatorischen Schenkels der Lungencharakteristik im Gegensatz zum inflatorischen, der vorwiegend von elastischen Kräften abhängig ist, überwiegend von nicht elastischen Bedingungen beeinflußt wird.

Außerdem zeigt der Vergleich der Konstanten, wie in Abb. 14 zu erkennen, daß beide Konstanten geeignet sind, die plastischen Erscheinungen bzw. Vorgänge im Lungengewebe unter statischen Bedingungen zu erfassen.

5.2 Frequenzabhängigkeit der dynamisch bestimmten Funktionsparameter

5.2.1 Die Ventilationsgrundgrößen

Eine erste Analyse der dynamischen Meßwerte zeigt eine erheblich stärkere Streuung als die der statischen. Für die Auswertung der dynamischen Ergebnisse erscheint ebenfalls die Gruppenzuordnung zweckmäßig. Innerhalb der einzelnen Gruppen wurden Mittelwerte für gleiche, bzw. nur gering differierende Frequenzen bestimmt.

Entsprechend der Versuchsanordnung zeigt das Atemzugvolumen die geringsten Frequenzunterschiede. Bei einer Frequenzzunahme von 100 % findet sich eine maximale Atemzugvolumenänderung von 5 %.

Der Atemantriebsdruck nimmt in allen Gruppen, besonders in der 6. Gruppe, mit der Frequenz stetig zu.

Abbildung 15 zeigt eine besondere Schwierigkeit in der Darstellung dynamischer Meßergebnisse. Trägt man die durchschnittliche effektive Strömung der einzelnen Altersgruppen in Abhängigkeit von der Frequenz auf, so zeigt sich, daß bei niedrigen Frequenzen in den höheren Altersgruppen bereits effektive Strömungen erreicht werden, die bei den jüngeren Altersgruppen - selbst bei höchsten Frequenzen - bei konstanter Atemtiefe (Atemzugvolumen) und konstanter Atemlage (funktionelle Residualkapazität) noch nicht einmal annähernd erreicht werden.

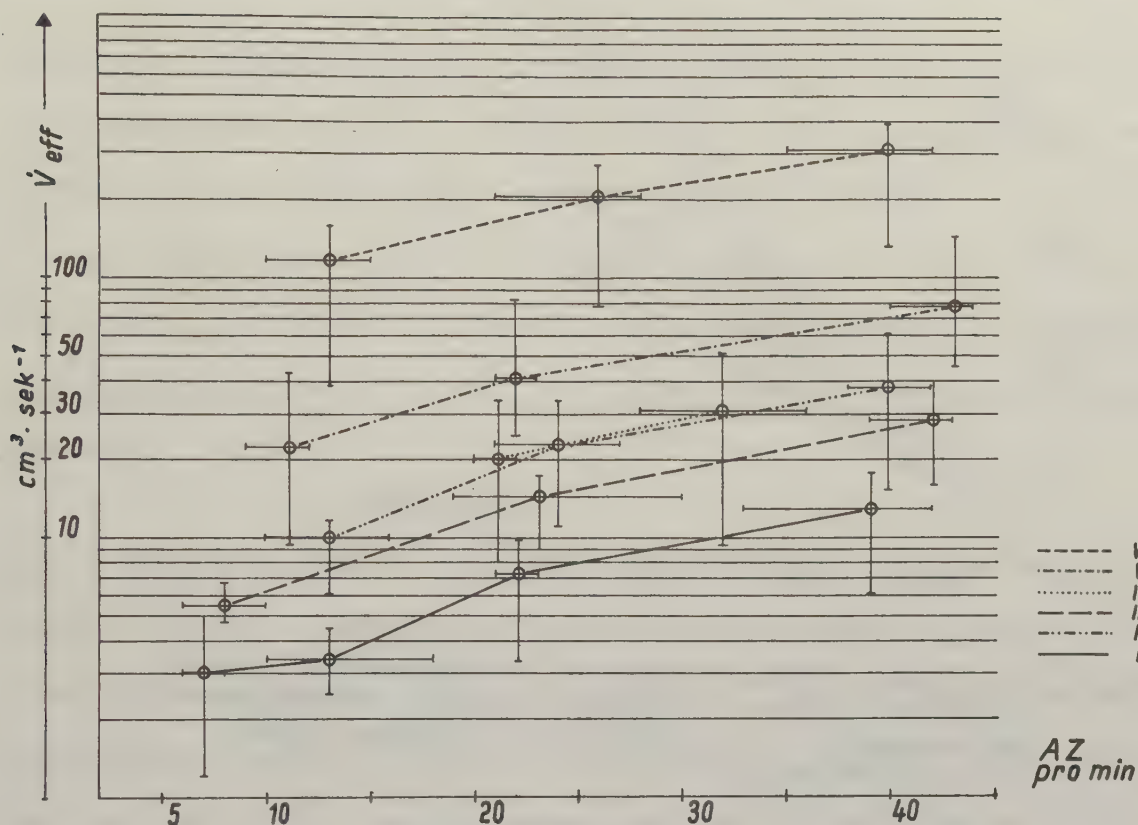


Abb.15: Die effektive Strömung als Funktion der Atemfrequenz (AZ, Atemzüge pro Minute) Mittelwerte und Streubreite für die jeweils eingezeichnete Frequenzspanne in den jeweiligen Altersgruppen (römische Ziffern)

Absolut und relativ weist der Atemstrom die stärkste Frequenzänderung auf, wobei zu berücksichtigen ist, daß der Atemstrom im wesentlichen vom Atemzugvolumen, damit von der Lungengröße bzw. vom Alter abhängt. Das Verhältnis Strömungsdifferenz pro Volumendifferenz bezieht die Atemströmung auf eine Einheit des Atemzugvolumens und wird als Strömungsvolumenindex bezeichnet,

den Abbildung 16 als Funktion der Atemfrequenz zeigt.

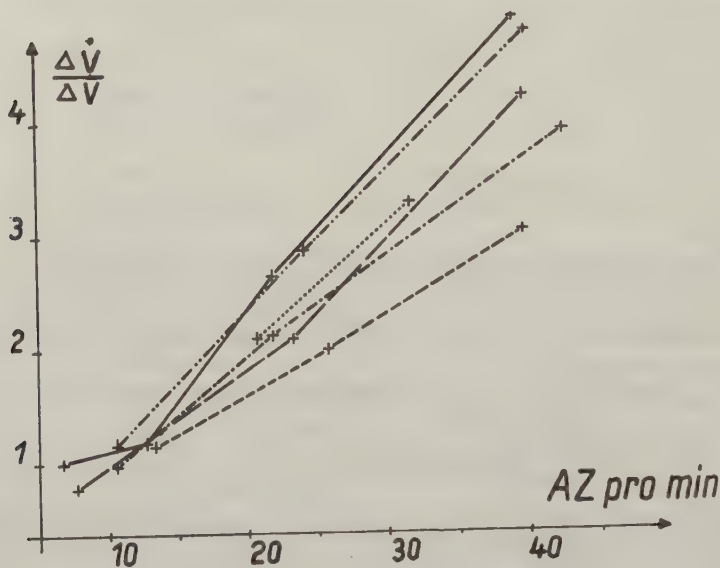


Abb.16: Der Strömungsvolumenindex in Abhängigkeit von der Atemfrequenz. Gruppenmittelwerte der Frequenzspannen und Zeichen der Altersgruppen wie in Abbildung 15

Die Abhängigkeit ist in allen Altersgruppen weitgehend linear, wobei Kurven der jüngeren (Gruppe 1 und 2) steiler, die der höheren Altersgruppen (Gruppe 5 und 6) flacher verlaufen. Bei den unteren Frequenzstufen ist die lineare Abhängigkeit nicht immer eindeutig, hier liegen die Gruppenwerte dicht beeinander. Bei der gewählten Versuchsanordnung liegt der Index im Mittel bei 1/10 der jeweiligen Frequenz, so daß der Atemstrom als proportional der Frequenz anzusehen ist.

5.2.2 Die dynamische Compliance

Der Unterschied zwischen der dynamischen und der statischen Compliance liegt nach den theoretischen Überlegungen im wesentlichen in der Definition (BENZER u. BAUM, 1973).

Es ist daher ein anderer Bestimmungsmodus als bei der Statik notwendig. Die dynamische Volumendehnbarkeit kann als Quotient aus Atemzugvolumen und der maximalen Atemantriebsdruckdifferenz definiert werden.

Aus den Druck- und Volumenschleifen kann ein solcher Quotient sowohl aus den Wertepaaren Druckdifferenz beim Durchgang durch die Volumenextreme, als auch aus der Volumendifferenz beim Durchgang durch die Druckextreme gebildet werden. Dies führt bei der Form der Druckvolumenschleifen in den höheren Altersstufen zu deutlichen Differenzen dieser Compliancewerte (TEIGE, 1970). Somit ist nach dieser Methode die Bestimmung der dynamischen Compliance recht willkürlich.

Eine Bestimmung der dynamischen Compliance aus der Fläche der Druckströmungsschleife definiert als Kehrwert des Produktes aus dem elastischen Widerstand und der Winkelgeschwindigkeit ist dagegen eindeutig und für alle Lungen anwendbar. Da die Flächengröße indirekt vom Atemzugvolumen abhängt, ergibt sich auch hier eine entsprechende Änderung der Compliancewerte mit zunehmendem Alter. Die nach dieser Methode bestimmten Werte sind mit * gekennzeichnet (vgl. Abbildung 17).

Die nach den genannten Methoden ermittelten Werte zeigen beide praktisch gleiches Verhalten in Abhängigkeit von der Atemfrequenz. Da definitionsgemäß das Atemzugvolumen von der Lungen-
größe abhängt, ist die dynamische Compliance weitgehend pro-
portional der Lungengröße bzw. dem Lungenwachstum.

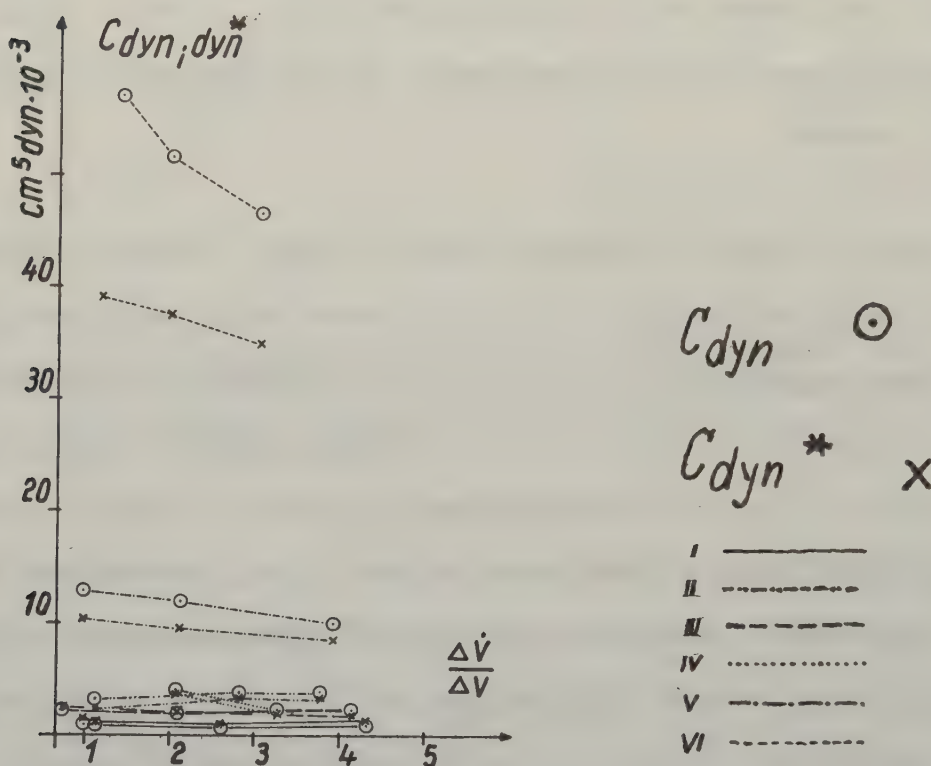


Abb.17: Die dynamische Compliance als Funktion des Strömungsvolumenindex (Gruppenmittelwerte)

In den drei ersten Altersgruppen findet sich bis auf einen geringen Anstieg der dynamischen Compliance bei einzelnen Messungen praktisch keine Änderung mit der Frequenz. Bereits

in der 4. Gruppe, besonders aber in der 5. und 6. Gruppe, zeigt sich eine Abnahme der Compliancewerte mit zunehmender Frequenz. Gleichzeitig nehmen die Werte absolut zu. Interessant ist ein Vergleich der Compliancewerte, die sich nach den beiden unterschiedlichen Bestimmungsmethoden ergeben.

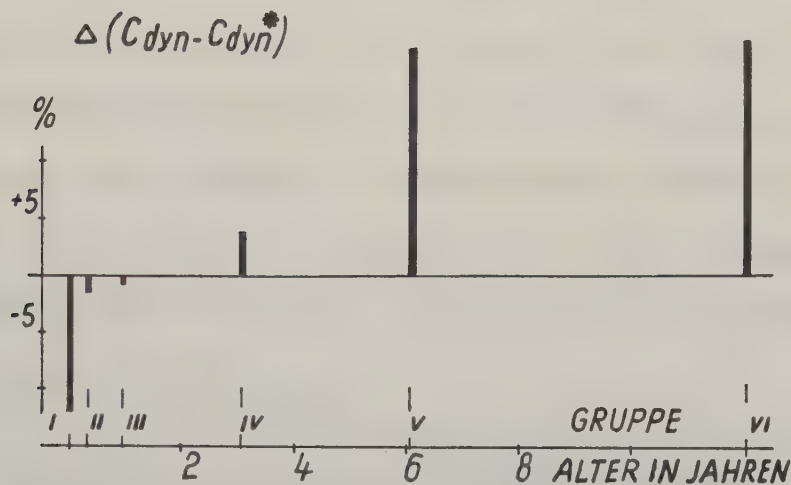


Abb.18: Mittlere prozentuale Differenz der Compliancewerte nach verschiedenen Bestimmungsmethoden in den einzelnen Altersgruppen in Abhängigkeit vom Lebensalter

Die Werte der als Quotient aus Atemzugvolumen und maximaler Druckdifferenz definierten Compliance sind bei den jüngeren Altersgruppen kleiner als die Werte, die aus den Druck-Strömungs-schleifen bestimmt wurden. Bei der 3. und 4. Gruppe sind die beiden Werte in etwa gleich, bei den höheren Altersgruppen sind die aus der Druck-Strömungs-schleife bestimmten Compliancewerte wesentlich kleiner.

Die Unterschiede liegen bei den jüngeren Altersgruppen vor allem im unteren und bei höheren Altersgruppen mehr im mittleren und oberen Frequenzbereich. Die prozentuale Differenz der nach den beschriebenen Methoden bestimmten absoluten Compliancewerte ist in Abbildung 18 dargestellt. Im Bereich der geringsten Differenz der Compliancewerte scheint auch der Übergang von einer fehlenden oder nur geringen Frequenzabhängigkeit zu einer stärkeren Abnahme der Werte mit zunehmender Frequenz zu liegen. Mit Ausnahme der höheren Altersgruppen ist die Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance wesentlich geringer als die des Phasenwinkels zwischen Druck und Strömung. Die Bestimmung aus den Druck-Strömungs-Schleifen zeigt entsprechend den übrigen dynamischen Messungen eine stärkere Streuung.

5.2.3 Der Phasenwinkel zwischen Druck und Strömung

Bei allen Versuchen ergab sich eine deutliche Phasendifferenz zwischen Atemstrom und Atemantriebsdruck. Aufgrund des unterschiedlichen Kurvenverlaufes von Strömung und Druck ist es nur möglich, einen mittleren Phasenwinkel als Verhältnis der elastischen zu den viskösen Faktoren anzugeben.

Der Phasenwinkel ist daher von der Lungengröße unabhängig und ändert sich nur mit der Atemfrequenz. Seine Bedeutung liegt darin, daß der Sinus im irrationalen Teil und der Kosinus im rationalen Teil der komplexen Atemgrößen als Proportionalitätsfaktor auftritt.

Der Phasenwinkel nimmt bei deutlicher Streuung der Meßwerte nach der Trendanalyse im Mittel wahrscheinlich linear mit der Frequenz ab, da eine andere als lineare Abhängigkeit nicht wahrscheinlich erscheint. Geht man von einem Phasenwinkel bei der fiktiven Frequenz 0 aus, so ergibt unter Annahme linearer Beziehungen das in Abbildung 19 aufgezeichnete Diagramm des Phasenwinkels als Funktion der Frequenz für die einzelnen Altersgruppen die stärkste Abnahme mit der Frequenz in der 2. und die geringste Abnahme in der 5. Altersgruppe.

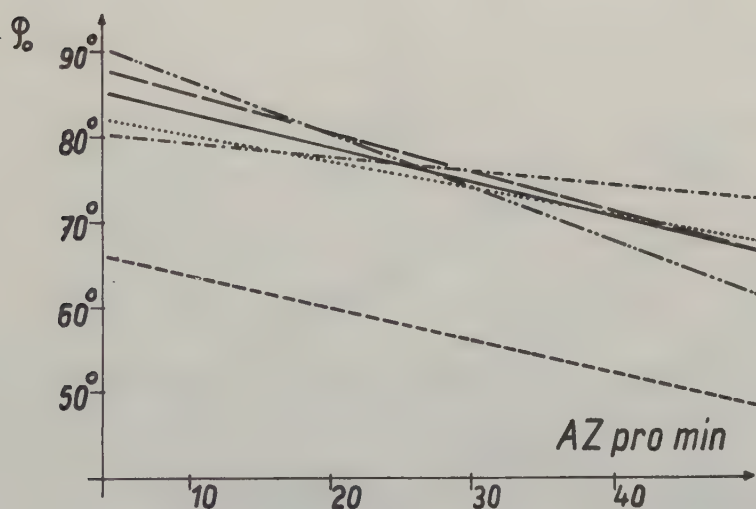


Abb.19: Der Phasenwinkel zwischen Druck und Strömung als Funktion der Atemfrequenz. Zeichen der Altersgruppen vgl. Abbildung 15

Abbildung 20 zeigt den Frequenzgang des Phasenwinkels (Stärke der Abnahme des Phasenwinkels mit zunehmender Frequenz m) und seine fiktiven Größen bei der angenommenen "Frequenz 0" (als Absolutwert φ_0) in Abhängigkeit vom Lebensalter. Die Änderung des Absolutwertes und des Frequenzganges des Phasenwinkels dürften auf gleichartige strukturelle Änderungen des Lungenaufbaues zurückzuführen sein. Im Vergleich mit den statischen Meßergebnissen ist am ehesten eine Abnahme der Retraktionskräfte, insbesondere der strukturell bedingten Oberflächenspannung zu vermuten.

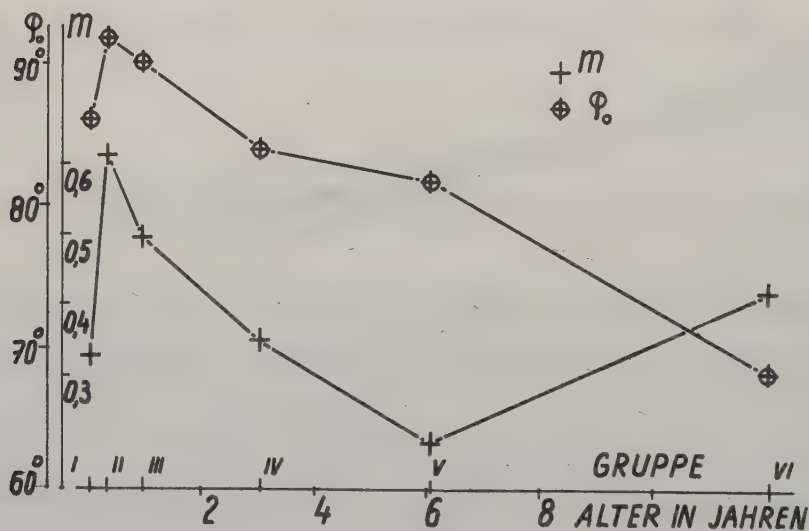


Abb. 20: Gruppendurchschnittswerte des Phasenwinkels (φ_0) und seines Frequenzganges (m) als Funktion des Lebensalters

5.2.4 Die Gesamtwerte von Atemleistung (Scheinleistung) und Atemwiderstand (Scheinwiderstand)

Die Atemscheinleistung, definiert als Produkt aus Atemstrom und Atemantriebsdruck, wurde als Quadratwurzel aus der Summe der quadrierten Blindleistung (elastische Leistung) und der quadrierten Wirkleistung (visköse Leistung) berechnet.

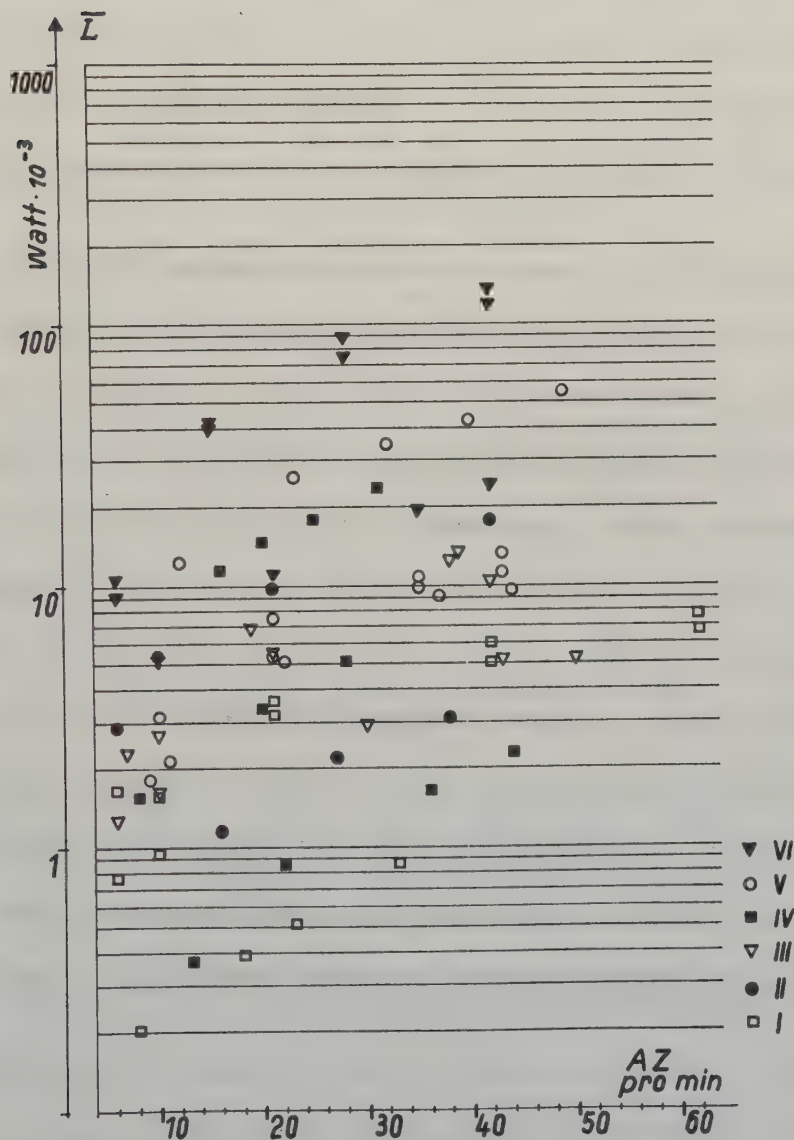


Abb.21: Atemgesamtleistung (log) in den einzelnen Altersgruppen (Symbole u. röm. Ziffern) in Abhängigkeit von der Atemfrequenz (Atemzüge = Az pro Min)

Die Größenordnung ist abhängig von der Atemströmung, somit auf Grund unterschiedlicher Atemzugvolumen von der Lungengröße und der Atemfrequenz. Unter Berücksichtigung des logarithmischen Maßstabes nimmt die Gesamtleistung mit der Atemfrequenz ungefähr proportional zu (vgl. Abb. 21). Trotz der zum Teil starken Streuung innerhalb der einzelnen Gruppen ist aus den Abbildungen deutlich zu erkennen, daß die einzelnen Meßpunkte von den niedrigen zu den höheren Altersgruppen gestaffelt übereinanderliegen und daß die Änderung des Frequenzganges von Altersstufe zu Altersstufe nur gering ist. Dagegen sind die absoluten Größenunterschiede beträchtlich (etwa drei Zehnerpotenzen!).

Die Größenunterschiede des Atemscheinwiderstandes sind zur Veranschaulichung ebenfalls in logarithmischem Maßstab für die einzelnen Gruppen in Abbildung 22 aufgetragen. Leistung und Widerstand zeigen ein entgegengesetztes Verhalten in Abhängigkeit von der Frequenz. Mit zunehmender Frequenz nimmt der Atemscheinwiderstand kontinuierlich ab, wobei im unteren Frequenzbereich die Änderung mit der Frequenz stärker ist als in den oberen Frequenzbereichen. Dieses Frequenzverhalten ist in den jüngeren Altersgruppen deutlicher als in den höheren Altersstufen zu beobachten. Im Vergleich mit der mittleren Atemgesamtleistung ist auffällig, daß die Streuung innerhalb der Altersgruppen bei dem Atemgesamtwiderstand wesentlich geringer ausgeprägt ist.

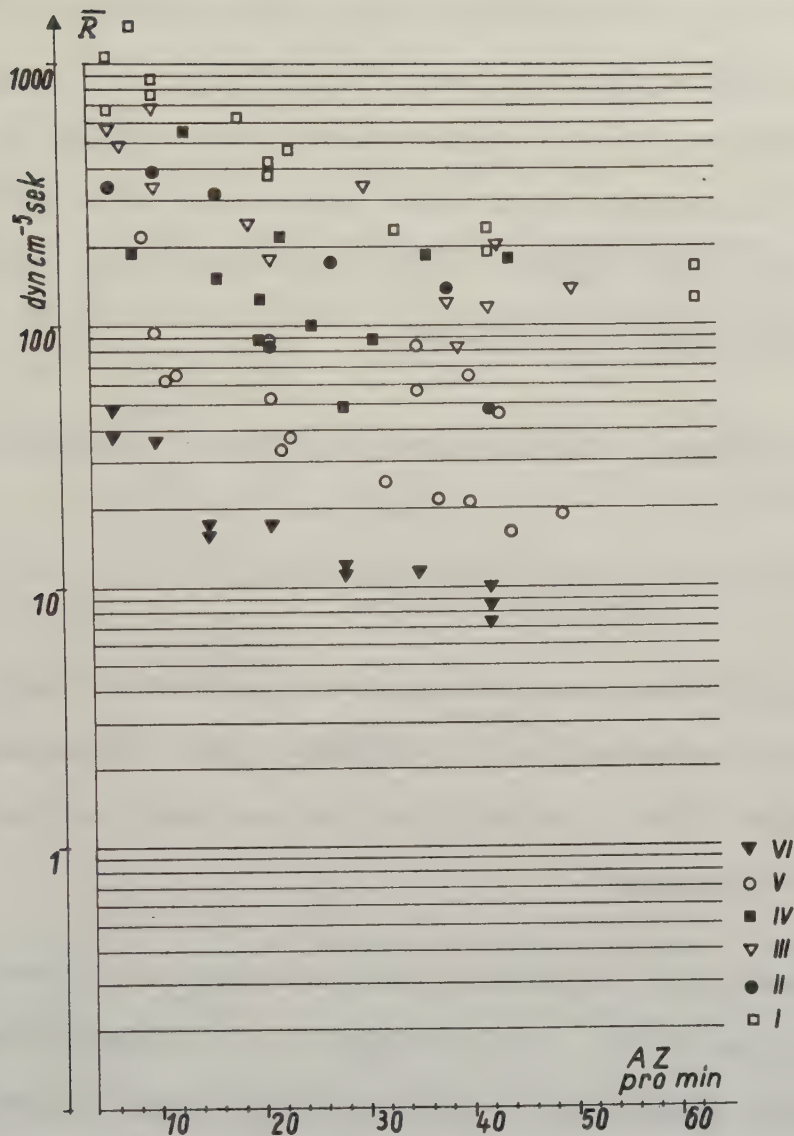


Abb.22: Effektiver Atemgesamtwiderstand (log) in den einzelnen Altersgruppen in Abhängigkeit von der Atemfrequenz (vgl. Abb.21)

Bei der Untersuchung des Frequenzverhaltens des Atemgesamtwiderstandes ist zusätzlich zu berücksichtigen, daß bei einem Vergleich der unterschiedlichen Altersgruppen bei gleichen

Frequenzen völlig andere Atemströmungen herrschen. Die Frequenz allein kann keine hinreichende Angabe beim Vergleich der Atemwiderstände sein, ebensowenig wie die Atemströmung allein als Bezugsgröße geeignet ist, da sie zunächst von der Lungengröße abhängig ist. Als Bezugsgröße wird daher meist der Strömungsvolumenindex verwendet oder spezifizierte Leistungs- und Widerstandswerte pro Atemzugvolumen bestimmt.

5.3 Frequenzabhängigkeit auf das Atemzugvolumen bezogener Einzelfaktoren

5.3.1 Der mittlere spezifizierte Wirkwiderstand

In der ersten Gruppe findet sich im unteren Frequenzbereich eine stärkere Frequenzabnahme des Wirkwiderstandes als in den oberen Frequenzstufen. Die Streuung ist hier stärker als beim entsprechenden Leistungswert.

In der zweiten Gruppe, die im Niveau bereits deutlich unterhalb der ersten Gruppe liegt, ist eine praktisch lineare Abnahme des Widerstandes mit zunehmender Frequenz anzunehmen. Die Frequenzänderung ist in der dritten Gruppe bei zum Teil erheblicher Streuung praktisch gleich Null. Das Niveau liegt im Mittel zwischen der zweiten und ersten Gruppe.

Bei der vierten Gruppe ist eine stärkere positive Abweichung von den übrigen Meßwerten bei der lfd. Nr.12 zu beobachten.

Die Widerstandswerte ändern sich in dieser Gruppe nur gering. Die geringste Frequenzänderung findet sich in der 5. und 6. Gruppe, wobei auch hier die Frequenzänderung anscheinend linear ist.

Auf eine genaue statistische Untersuchung des Frequenzganges wird aus den in Kapitel 6.1 angegebenen Gründen verzichtet.

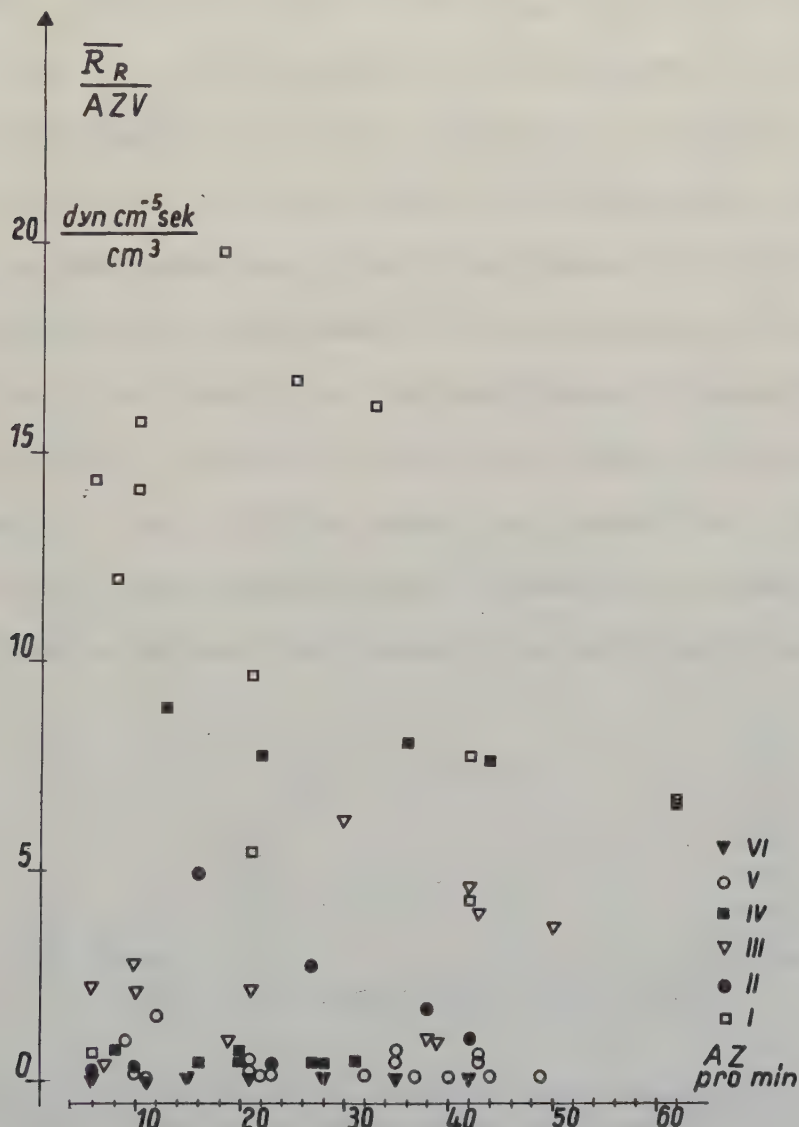


Abb.23: Spezifizierter mittlerer visköser Atemwiderstand in Abhängigkeit von der Atemfrequenz (Symbole vgl. Abb.21)

Wie oben angegeben, findet sich die stärkste Streuung in der 3. und 4. Gruppe. Dies kann einerseits auf der relativ großen Altersspanne der in diesen Gruppen zusammengefaßten untersuchten Lungen beruhen, andererseits aber auch auf einen verstärkten Strukturwandel in dieser Zeitspanne zurückzuführen sein.

Der effektive spezifizierte Wirkwiderstand zeigt die besonderen Schwierigkeiten beim Vergleich der viskösen Elemente, selbst bei auf gleiche Volumeneinheiten bezogene Werte. In der 1. Altersgruppe weisen die Lungen Nr.3 und 5 die stärksten Abweichungen vom Gruppenmittelwert auf. Dies ist in erster Linie auf besonders niedrige somatische Werte zurückzuführen. Wahrscheinlich spielen die starken Schwankungen im Verhältnis von Atemwegs- und Lungengewebswiderstand im Rahmen der biologischen Streuung eine zusätzliche Rolle (POLGAR u. STRING, 1966). Die hohen Widerstandswerte der Lunge Nr.12 in der 4. Gruppe dürften auf agonale Einflüsse zurückzuführen sein, wobei in erster Linie Luftverteilungsstörungen bei Dyskrinie zu diskutieren sind.

5.3.2 Die mittlere spezifizizierte Wirkleistung

Die aus den Druckvolumenschleifen ermittelte visköse Atemleistung zeigt in der ersten Altersgruppe im unteren und mittleren Frequenzbereich eine angenähert lineare Abhängigkeit von der Frequenz.

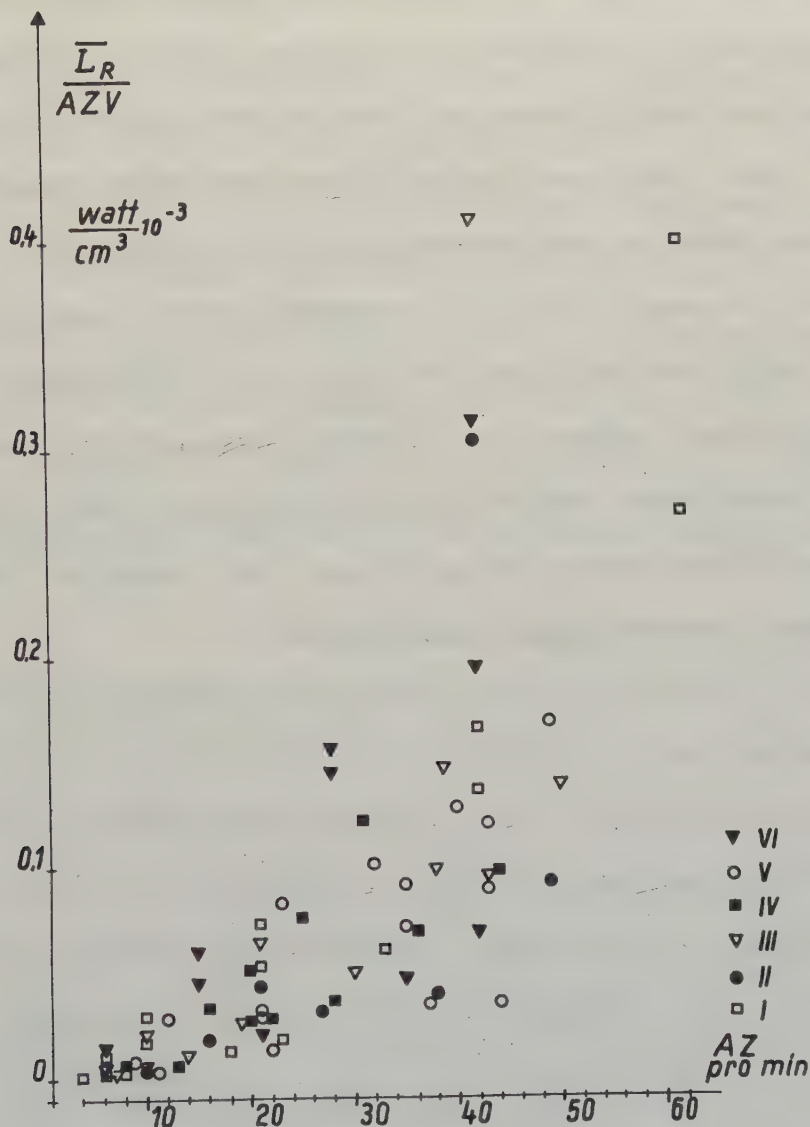


Abb.24: Die spezifizierte visköse Atemleistung als Funktion der Atemfrequenz (vgl.auch Abb.21)

Im Gegensatz zum Wirkwiderstand handelt es sich bei der Wirkleistung um eine definitive Größe. Da sie wie der effektive Widerstandswert eine über die gesamte Atemphase aussagekräftige Größe darstellt, ist sie ebenfalls als mittlere oder effektive Leistung zu verstehen.

Im Vergleich zu den spezifizierten Wirkwiderstandswerten, die mit zunehmendem Lebensalter und mit zunehmender Lungengröße abnehmen, wenn auch in kaum vergleichbaren Größenordnungen, zeigt sich bei den spezifizierten Wirkleistungswerten ein ähnliches Bild, wobei stärkere Abweichungen vom Gruppendurchschnitt sich nur in den höheren Frequenzbereichen und bei der 6. Altersgruppe finden. Insgesamt ist die Streuung jedoch wesentlich geringer, so daß einzelne Ausreißer eher auf zufälligen Luftverteilungsstörungen während der Messung beruhen dürften. Eine Änderung des Verhaltens der Frequenzabhängigkeit der Wirkwiderstands- und Leistungswerte ist praktisch nur zwischen den ersten und den übrigen Altersgruppen nachzuweisen.

5.3.3 Der mittlere spezifizierte Blindwiderstand

Bei der groben Durchsicht der Ergebnisse für den mittleren spezifizierten Blindwiderstand zeigt sich ein entsprechendes Frequenzverhalten wie beim Wirkwiderstand und ein entgegengesetztes Verhalten wie bei der mittleren spezifizierten Blindleistung.

Besonders in der 1. Altersgruppe nimmt der Blindwiderstand mit zunehmender Frequenz überproportional ab. Bei einer 6-fachen Frequenzzunahme nimmt der Widerstand um mehr als das 10-fache ab. Im Vergleich mit dem mittleren spezifizierten Wirkwiderstand liegen die Werte für den elastischen Widerstand im unteren Frequenzbereich etwa um das 10-fache höher. Bei mittleren und höheren Frequenzen sind die Werte für den Blindwiderstand nur noch etwa doppelt so groß wie für den Wirkwiderstand.

In der 2. Altersgruppe werden die extremen Werte für den mittleren spezifizierten elastischen Widerstand in den unteren Frequenzbereichen nicht mehr erreicht. In dieser Gruppe werden die Werte des Wirkwiderstandes durch entsprechende Widerstandswerte um das 5-fache übertroffen. Im Gegensatz zum Wirkwiderstand ist jedoch hier eine deutliche Abnahme mit zunehmender Frequenz zu erkennen.

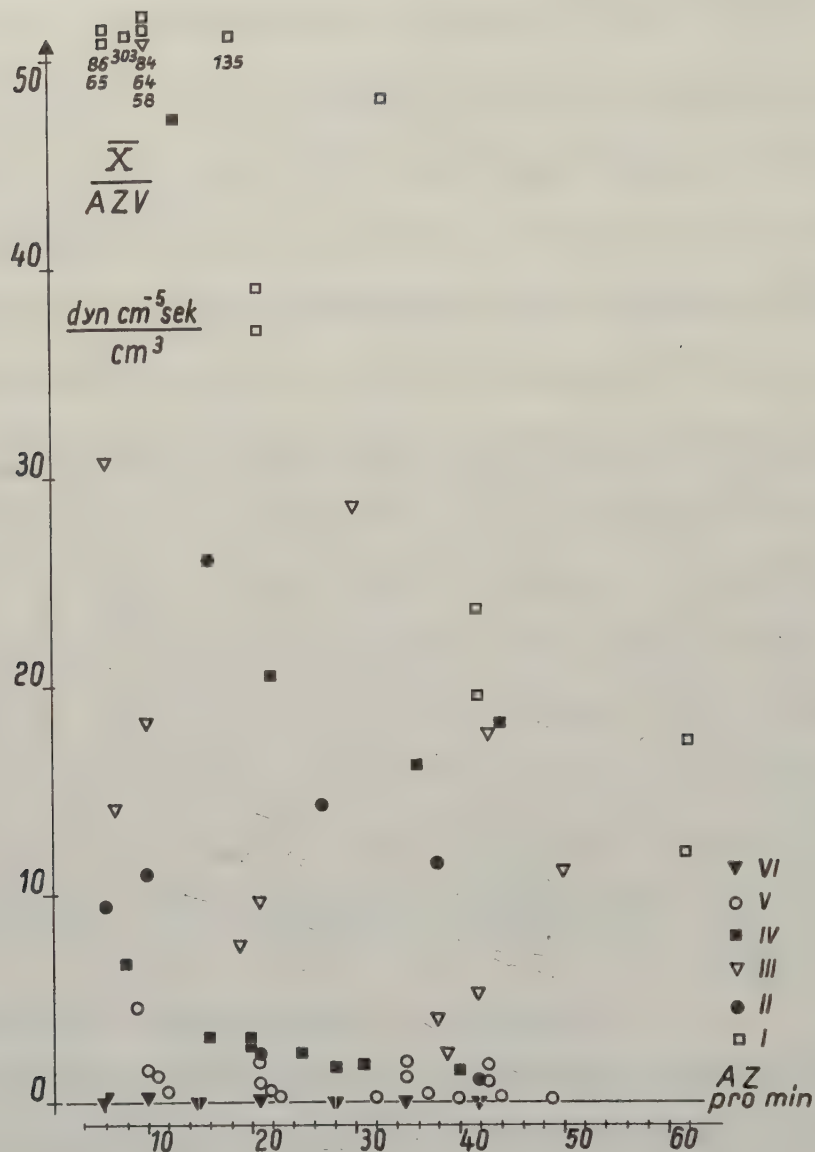


Abb.25: Der spezifizierte Blindwiderstand als Funktion der Atemfrequenz (vgl. Abb.21)

Der allgemein stärker streuende spezifizierte Blindwiderstand weist in der 1. Gruppe bei der Lunge Nr.5 stark erhöhte Werte auf, deren Ursache mit den entsprechend erniedrigten Werten für die spezifizierte Blindleistung diskutiert wird. In der 2.

Altersgruppe bei der Lunge Nr.8 liegen die Werte bei einer Sollabweichung der funktionellen Residualkapazität von plus 14 % deutlich unter dem Altersgruppendurchschnitt. Hier könnte sich das Verhältnis zwischen Lungenvolumen und künstlichem Thoraxvolumen bei der Messung an einem Lungenpaar stärker geändert haben.

Bei Lunge Nr.10 sind in der 3. Altersgruppe bei einer positiven Abweichung der funktionellen Residualkapazität von etwa 17 % vorwiegend agonale Einflüsse zu berücksichtigen (vgl. Todesursachen und pathologisch-anatomische Diagnose Tab.I).

In der 4. Altersgruppe liegen die spezifizierten Blindwiderstandswerte in der Größenordnung etwa um das 4-fache höher als die des mittleren spezifizierten Wirkwiderstandes. Bei der Lunge Nr.12 liegen die möglichen Ursachen für die Abweichungen des spezifizierten Blindwiderstandes vom Durchschnitt der Altersgruppe einerseits in der Vorgeschichte (Tiefkühlung), andererseits auch in der Abweichung der funktionellen Residualkapazität vom Sollwert (minus 17 %). Letzteres scheint aber nur eine geringe Rolle zu spielen, da im Vergleich bei anderen Lungen eine gleichartige Abweichung der funktionellen Residualkapazität nur zu einer geringen Abweichung des spezifischen Blindwiderstandswertes vom Durchschnitt der jeweiligen Altersgruppe führte.

5.3.4 Die mittlere spezifizizierte Blindleistung

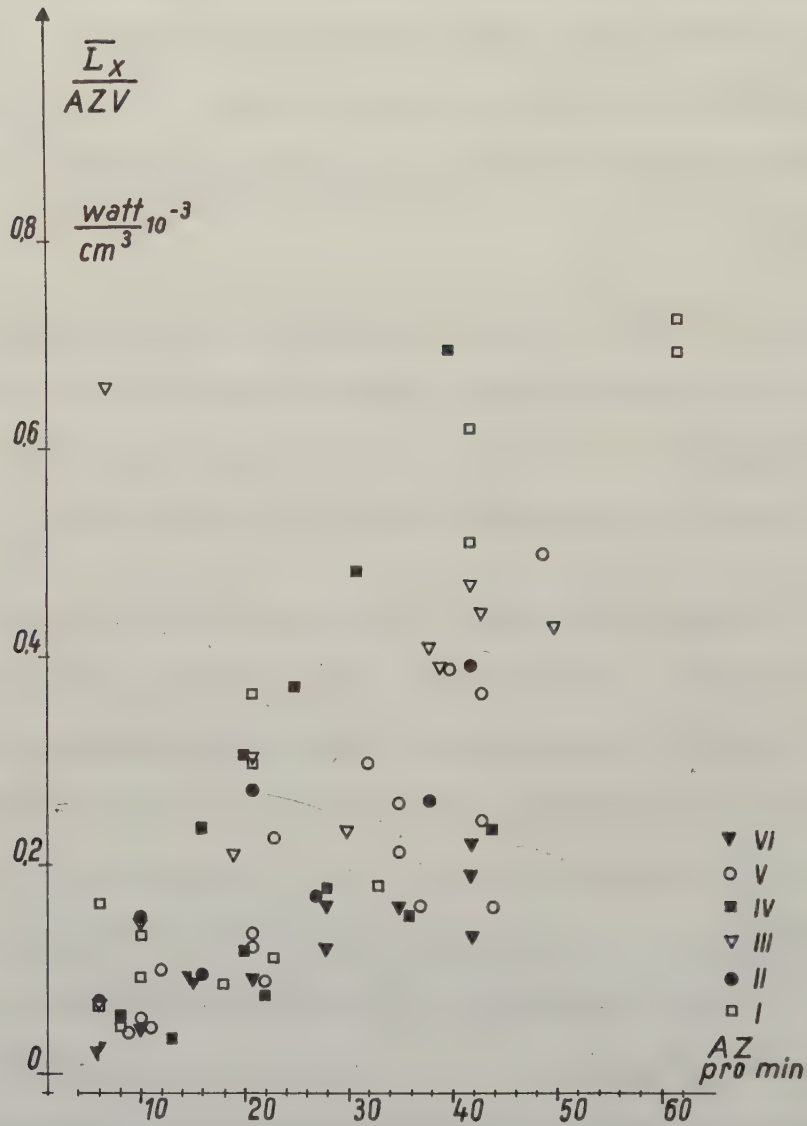


Abb.26: Die spezifizierte Blindleistung als Funktion der Atemfrequenz (vgl. Abb.21)

Die Blindleistung zeigt in der 4., der Blindwiderstand dagegen in der 3. Gruppe die größten Unterschiede. Insgesamt sind die Unterschiede im Widerstandsteil stärker ausgeprägt als im Leistungsteil. Für die 1. Gruppe ist die spezifische Blindleistung etwa doppelt so groß wie die spezifische Wirkleistung. Bis auf geringe Abweichungen im unteren Frequenzbereich nimmt sie weitgehend linear mit der Frequenz zu. Die Streuung ist etwas stärker als bei der Wirkleistung.

Der Grad der Frequenzabhängigkeit der Blindwerte nimmt mit zunehmendem Lebensalter ab. Widerstands- und Leistungswerte können im Einzelfall unterschiedliche Abweichungen vom Mittelwert aufweisen. Die Lunge Nr.5 in der 1. Altersgruppe zeigt bei der spezifizierten Blindleistung niedrigere Werte als erwartet. Die funktionelle Residualkapazität lag bei den Messungen etwa um 18 % über dem Sollwert, wobei diese Abweichung und zusätzlich das ungünstige Verhältnis zwischen Lebensalter und somatischen Werten in erster Linie als Ursachen anzuführen sind.

In der 2. Gruppe, die sich in den entsprechenden Größenordnungen wie die 1. Gruppe bewegt, zeigt sich das lineare Frequenzverhalten deutlicher. Entsprechendes gilt auch für die 3. und 4. Altersgruppe. Hier weist die Lunge Nr.13 stärker erhöhte Werte im unteren Frequenzbereich auf. Die Abweichung vom Sollwert der funktionellen Residualkapazität von plus 9 % ist für sich allein von geringerer Bedeutung. Allerdings liegen

im unteren Frequenzbereich die Atemzugvolumina bei der entsprechenden Messung um mehr als 10 % über dem definierten Wert. Damit entspricht diese Messung nicht den allgemeinen Versuchsbedingungen.

Für die 5. und 6. Gruppe kann ebenfalls von einer linearen Abhängigkeit der mittleren spezifizierten Blindleistung von der Frequenz ausgegangen werden. Die Ergebnisse sind im Mittel bei der 5. Gruppe etwa doppelt so groß und bei der 6. Gruppe in der gleichen Größenordnung wie die Werte für die mittlere spezifizierte Wirkleistung.

5.4 Abhängigkeit dynamisch bestimmter Funktionsparameter von Lungengröße und Lebensalter der untersuchten Lunge

5.4.1 Strömungsvolumenindex, Phasenwinkel und spezifizierte dynamische Compliance

Die Einzelwerte für die Volumenteilströmung (Strömungsvolumenindex) bei vergleichbaren Frequenzen nehmen mit zunehmendem Alter der Lunge ab. Daraus ergibt sich der in Abbildung 16 dargestellte und in Kapitel 5.2.1 erläuterte fächerförmige Verlauf des Strömungs-Volumenindexes als Funktion der Frequenz. Die Änderung des Strömungsvolumenindex nimmt mit dem Alter etwa von der 1. bis zur 4. Gruppe geringgradig zu und bleibt dann für die 5. und 6. Gruppe weitgehend konstant. Die Werte für die beiden höheren Altersgruppen sind mit denen der beiden jüngsten Gruppen weitgehend identisch, so daß bei der Berücksichtigung der Streuung der Meßergebnisse eine lineare Funktion der Änderung des Strömungsvolumenindexes mit der Frequenz angenommen werden kann. Eine Änderung des Proportionalitätsfaktors mit dem Lebensalter ist aus den vorliegenden Meßwerten nur bedingt anzunehmen.

Auch für den Phasenwinkel zwischen Druck und Strömung ergibt sich nur ein geringer Altersgang, der jedoch mit dem des Strömungsvolumenindexes verglichen werden kann. Wie Abbildung 20 zeigt, nimmt die Änderung des Phasenwinkels mit der Frequenz von der 1. zur 2. Altersgruppe zunächst zu und dann gleichförmig bis zur 5. Gruppe ab, um dann zur 6. Gruppe wieder etwas

stärker anzusteigen. Diese Abbildung zeigt neben dem Altersgang der Frequenzabhängigkeit die Änderung des fiktiven Phasenwinkels bei der Frequenz Null für die einzelnen Altersgruppen. Für eine "ideale Lunge" müßte der Phasenwinkel, da ja dann statische Verhältnisse vorlägen, gleich 90° sein. Dies trifft im Rahmen der Meßgenauigkeit jedoch nur auf die drei ersten Altersgruppen zu. Insgesamt nimmt er mit dem Lebensalter nahezu linear ab.

Die elastischen Kräfte scheinen in den jüngeren Altersgruppen wirksamer zu sein als im höheren Lebensalter. Da der Strömungsvolumenindex und der Phasenwinkel größenunabhängige Parameter darstellen, müssen die Funktionsänderungen auf Strukturunterschiede zurückgeführt werden.

Für eine vergleichende Untersuchung der dynamischen Compliance eignet sich am besten die aus der Druckströmungsfläche bestimmte dynamische Compliance. Zur Spezifizierung ist das Atemzugvolumen weniger geeignet, da die Compliance im wesentlichen von der funktionellen Residualkapazität, d.h. von der Atemlage abhängig ist. Einerseits werden durch diese Spezifizierung die Größenunterschiede berücksichtigt und zum andern die versuchsbedingten Abweichungen von der definierten Residualkapazität etwas ausgeglichen.

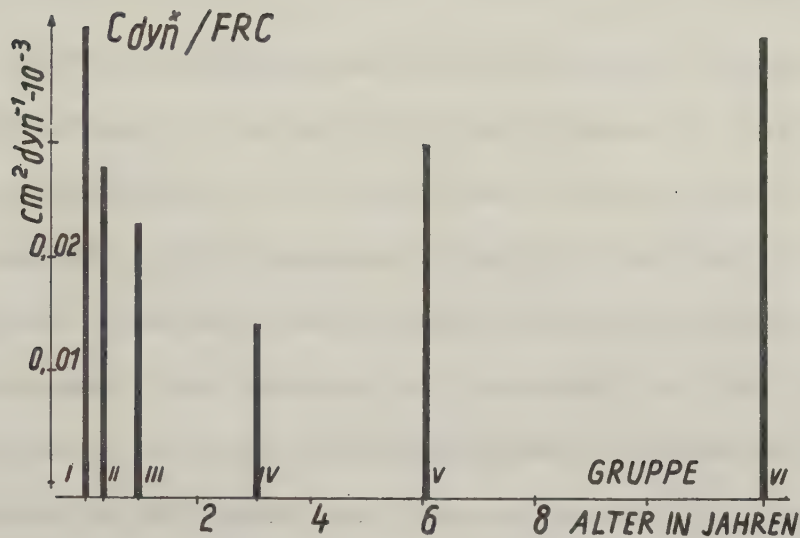


Abb.27: Spezifizierte dynamische Compliance in den einzelnen Altersgruppen in Abhängigkeit vom Lebensalter (Mittelwerte, FRC = 50 % TC)

Abbildung 27 zeigt für die 6 untersuchten Altersgruppen die Größenordnung der spezifizierten dynamischen Compliance. Die auf die funktionelle Residualkapazität bezogenen Werte nehmen mit dem Lebensalter in den Durchschnittswerten bei mittlerer Frequenz (etwa 21 Atemzüge pro Minute) für die einzelnen Gruppen zunächst ab, erreichen etwa bei der 4. Gruppe ein Minimum und steigen dann wieder leicht an. Dies entspricht der weitgehenden Frequenzkonstanz der dynamischen Compliance in den unteren Altersgruppen und der relativ hohen Frequenzabhängigkeit der höheren Altersgruppen im niedrigen Frequenzbereich.

Die spezifizierte dynamische Compliance - bezogen auf die Residualkapazität - liegt für alle Altersgruppen etwa in der gleichen Größenordnung. Dabei ist zu berücksichtigen, daß in den höheren Altersgruppen die relativ stärkere Streuung der Meßwerte keine aussagekräftigen Mittelwerte ergibt. Jedoch erscheint die Analyse der Absolutwerte der dynamischen Compliance unter Berücksichtigung der Größenunterschiede bessere Rückschlußmöglichkeiten auf die Ventilationsmechanik zu ergeben. Im Gegensatz zu den Absolutwerten ergibt eine Trendanalyse keinen Altersgang der Frequenzänderung für die spezifizierte dynamische Compliance, die somit als frequenzunabhängige und größenunabhängige konstante Größe erscheint. Wie die Abbildung 27 zeigt, liegen die Differenzen bei einer mittleren Frequenz in der verwendeten Maßeinheit nur in der 5. Stelle hinter dem Komma.

5.4.2 Die viskösen Faktoren von Atemleistung und Atemwiderstand

Bei dieser Untersuchung wurden, um die Größenunterschiede auszuschalten, die spezifizierten Werte für Leistung und Widerstand verglichen. Wie in den vorigen Kapiteln gezeigt, ist nicht nur der Einzelwert einer Atemgröße für eine bestimmte Frequenz, sondern auch die Frequenzänderung dieser Atemgröße bei einem Vergleich zwischen den einzelnen Altersgruppen zu bewerten. Leistungs- und Widerstandswerte sollen in Abhängigkeit vom Strömungsvolumenindex untersucht und bei entsprechenden Frequenzwerten in den einzelnen Altersgruppen verglichen werden.

In Abbildung 28 ist das Alter nach rechts, der spezifizierte visköse Widerstand nach oben und die spezifizierte visköse Leistung nach unten aufgetragen und der Strömungsvolumenindex auf den doppelt gezeichneten Diagonalen, die vom jeweiligen Altersschnittpunkt einer Gruppe auf der Altersskala nach rechts oben ansteigt. Es ergibt sich somit ein simultaner Überblick von Leistung und Widerstand bezogen auf das Atemzugvolumen in einer dreidimensionalen Darstellung mit der Abhängigkeit vom Lebensalter einerseits und von der Frequenz- bzw. Strömungsvolumenindex andererseits.

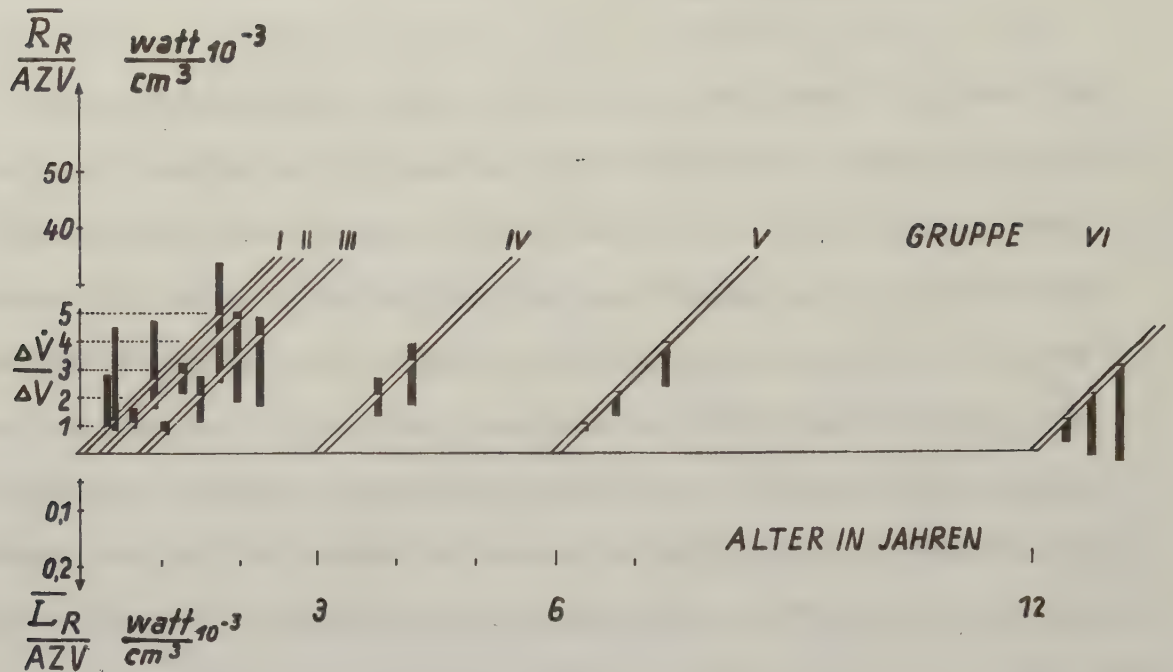


Abb.28: Spezifizierte visköse Atemleistung und spezifizierter visköser Atemwiderstand in Abhängigkeit vom Strömungsvolumenindex und dem Lebensalter der einzelnen Altersgruppen (Erklärungen siehe Text)

Die der Viskosität zuzuordnenden Leistungs- und Widerstandswerte verhalten sich entgegengesetzt, was sowohl für die Frequenzabhängigkeit innerhalb einer Gruppe, als auch für den Altersgang gilt. Der mittlere spezifizierte visköse Atemwiderstand nimmt mit zunehmendem Strömungsvolumenindex und mit zunehmendem Alter relativ gleichförmig ab. Die Änderung des Strömungsvolumenindex ist etwas geringer als die altersabhängige Änderung. Die mittlere visköse Atemleistung nimmt dagegen mit dem Strömungsvolumenindex deutlich zu, ihre

altersabhängige Änderung ist dagegen etwas geringer ausgeprägt. Wie Abbildung 28 zeigt, lassen sich die Leistungsgrößen besser vergleichen als die Widerstandsgrößen, da die Leistungswerte von Altersgruppe zu Altersgruppe geringer differieren als die Widerstandswerte.

5.4.3 Die elastischen Faktoren von Atemleistung und Atemwiderstand

Die gleichen Überlegungen wie bei den viskösen Elementen sollen auch hier angewendet und entsprechend der Abbildung 28 dargestellt werden.

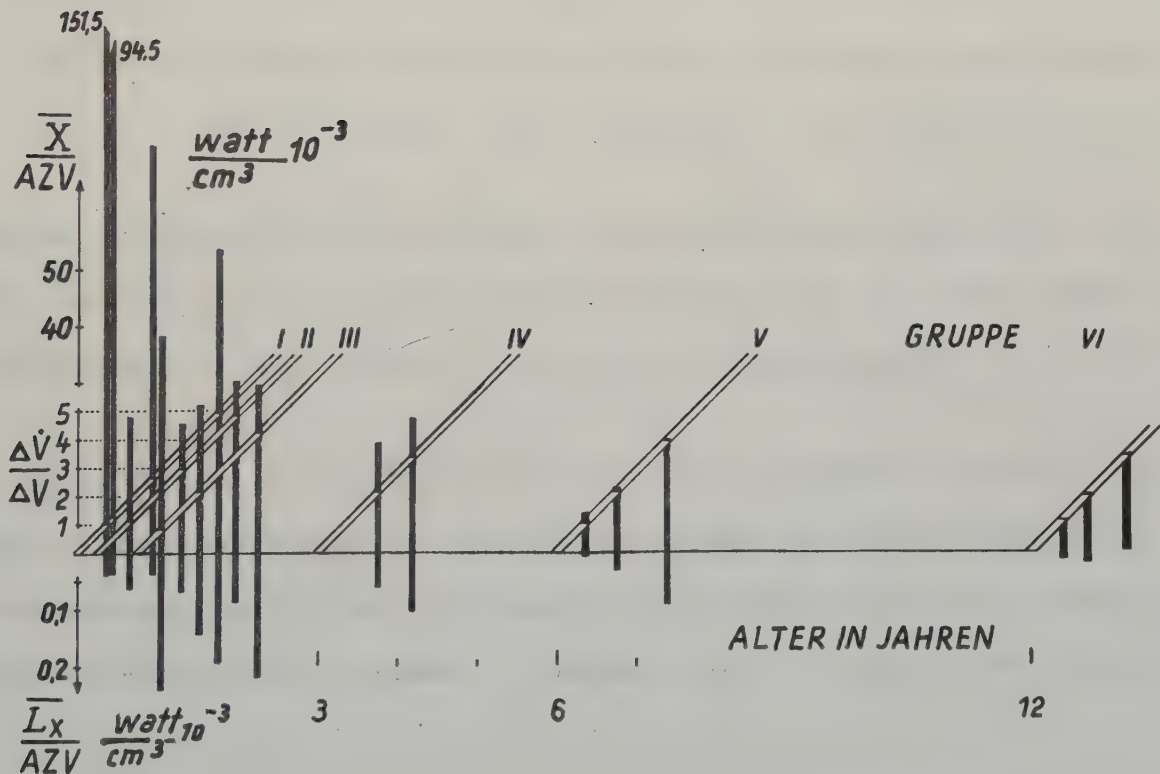


Abb.29: Spezifizierte elastische Atemleistung und spezifizierter elastischer Widerstand in Abhängigkeit vom Strömungsvolumenindex und dem Lebensalter der einzelnen Altersgruppen (Erklärungen siehe Text)

Die in gleichem Maßstab gezeichneten Abbildungen lassen die erheblichen Größendifferenzen zwischen viskösen und elastischen Faktoren sofort deutlich werden. Die Unterschiede sind so groß, daß es nicht möglich ist, sie in einem akzeptablen Maßstab in einer Abbildung gleichzeitig darzustellen. Das Verhalten der elastischen Elemente ist etwas anders als das der viskösen, jedoch zeigt sich zunächst auch hier ein entgegengesetztes Verhalten von Leistung und Widerstand.

Mit zunehmendem Strömungsvolumenindex nimmt der elastische Widerstand überproportional stark ab und die elastische Leistung annähernd linear zu. Diese Veränderungen sind besonders in den ersten drei Altersgruppen zu beobachten. Bei den höheren Altersgruppen (5. und 6. Gruppe) ist die Abnahme des elastischen Widerstandes geringer, wobei die Leistung in der 5. Gruppe gering und in der 6. praktisch nicht mehr ansteigt.

Der elastische Widerstand bei vergleichbaren Strömungs- Volumenindex nimmt von der jüngsten Gruppe steil ab, um etwa bei der 5. und 6. Altersgruppe auf absolut niedrige Werte abzufallen.

Die mittlere spezifizierte elastische Leistung ist in ihrem Altersgang nicht so charakteristisch. In jüngerem Lebensalter findet sich eine positive Abhängigkeit vom Strömungsvolumenindex sowie eine geringe absolute Zunahme mit dem Lebensalter

bis zu einem Maximum in der 3. Altersgruppe. In den oberen Altersgruppen ist die Abhängigkeit vom Strömungsvolumenindex etwas schwächer und die Absolutwerte nehmen zur ältesten untersuchten Altersgruppe ab.

Auch hier zeigt sich, daß die Leistungsgrößen wesentlich besser zu vergleichen sind, da sie in ähnlichen Größenordnungen für alle Altersgruppen liegen, wogegen die Widerstandswerte bis zu 5 Zehnerpotenzen auseinander liegen. Der Unterschied ist umso größer, je größer die Altersspanne zwischen den untersuchten Lungen ist.

5.4.4 Visköse und elastische Faktoren im Zusammenhang

Ein Vergleich von spezifiziertem Atemgesamtwiderstand und Atemgesamtleistung muß einerseits den Altersgang der Gesamtgröße und andererseits die unterschiedliche Zusammensetzung in Abhängigkeit vom Lebensalter und Strömungs-Volumenindex aus den Einzelfaktoren untersuchen.

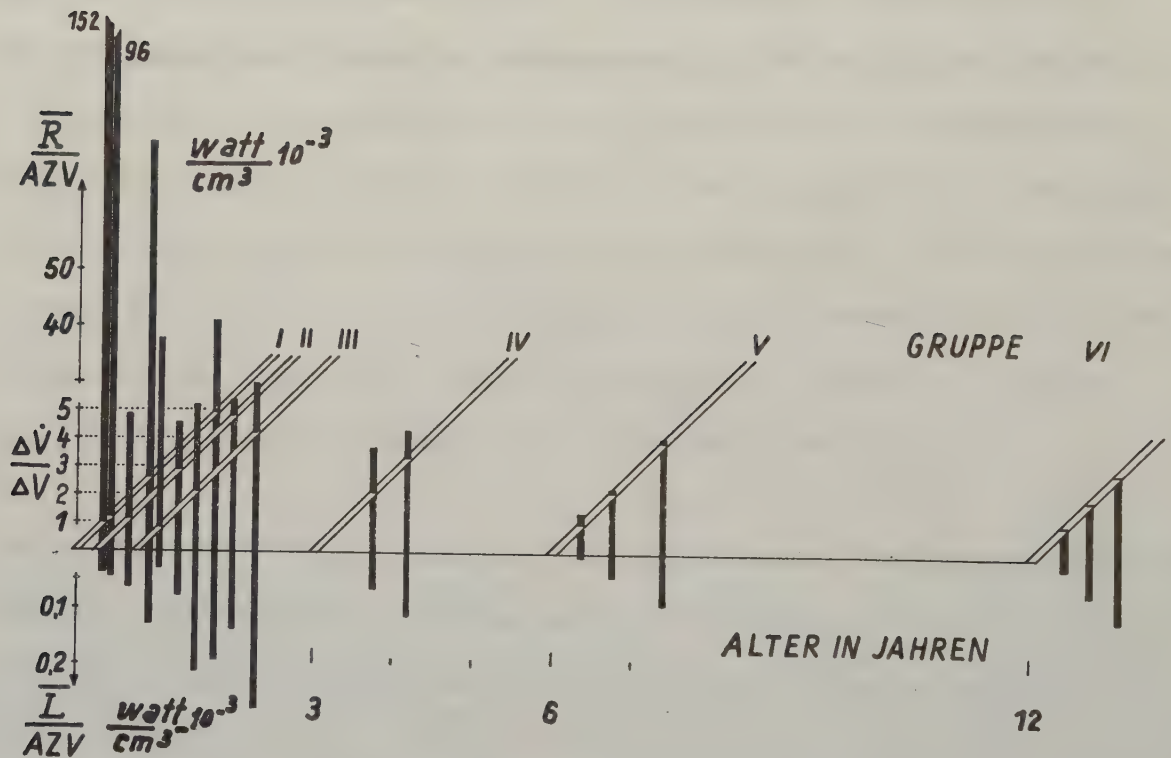


Abb.30: Spezifizierte mittlere Atemgesamtleistung und spezifizierter mittlerer Atemgesamtwiderstand in Abhängigkeit vom Strömungs-Volumenindex und dem Lebensalter der Altersgruppen (Erklärungen s.Text)

In Abbildung 30 sind die mittleren Gesamtgrößen von Atemwiderstand und Atemleistung wie in den vorigen Abbildungen dargestellt. Ein erster Vergleich mit den Einzelfaktoren zeigt, daß sich die Gesamtgrößen für den mittleren spezifizierten Widerstand und die mittlere spezifizierte Leistung in den gleichen Größenordnungen bewegen wie die elastischen Einzelfaktoren. Das Verhalten in Abhängigkeit vom Strömungs-Volumenindex und vom Lungenalter entspricht jedoch weitgehend den viskösen Einzelfaktoren.

Während die Widerstandswerte mit dem Strömungs-Volumenindex stark abnehmen, wie vor allem die ersten beiden Altersgruppen zeigen, nehmen die Leistungswerte weitgehend linear mit dem Strömungs-Volumenindex zu. Die annähernd lineare Abhängigkeit der Leistungswerte weist praktisch keinen Altersgang auf. Die Absolutwerte zeigen für die einzelnen Gruppen auch hier vergleichbare Größenordnungen.

Die Widerstandswerte nehmen vor allem für niedrigere Strömungs-Volumenindexwerte mit zunehmendem Alter stark ab. Ein Vergleich zwischen den einzelnen Altersgruppen zeigt für die Widerstandswerte, entsprechend den Werten für den elastischen Widerstand, die stärkere Abnahme mit zunehmendem Strömungs-Volumenindex für die jüngeren Altersgruppen und die wesentlich geringere Abnahme bei den älteren Gruppen.

Ein Vergleich der Änderung der Zusammensetzung von Widerstand und Leistung gestaltet sich schwierig, da strenggenommen die pythagoräische Summenbildung aus den Einzelfaktoren in einer Abbildung dargestellt werden müßte, so daß eine gleichzeitige Darstellung der Frequenzabhängigkeit nicht möglich ist. Die Zusammensetzung ist daher nur für eine mittlere Frequenz (21 Atemzüge pro Minute) dargestellt. Abbildung 31 zeigt die Verhältnisse für den Widerstand und Abbildung 32 den für die Leistung. Auf der waagerechten Achse sind die viskösen und auf der senkrechten Achse die elastischen Faktoren aufgetragen. Der in den Abbildungen erscheinende Phasenwinkel φ hat nur anschaulichen Charakter, da es nicht möglich ist, alle Größen in einheitlichem Maßstab darzustellen. Aus diesem Grunde entspricht die Hypothenuse auch nicht dem Wert des Gesamtwiderstandes bzw. der Gesamtleistung.

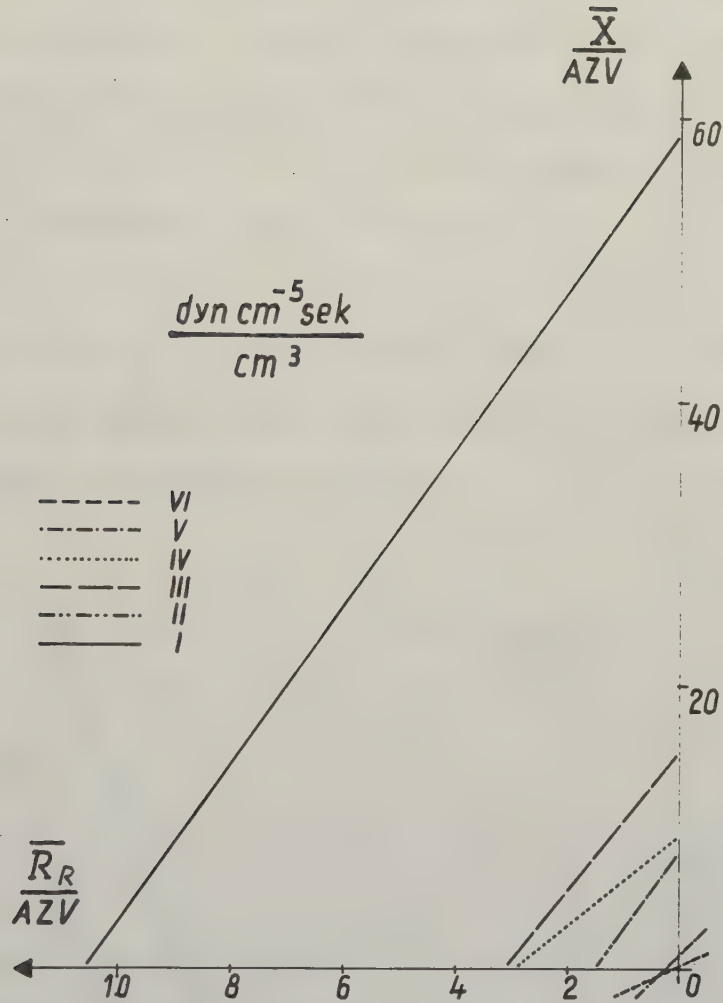


Abb.31: Der mittlere spezifizierte Atemgesamtwiderstand in den einzelnen Altersgruppen bei einer mittleren Atemfrequenz als pythagoräische Summe aus dem spezifizierten Wirk- und dem spezifizierten Blindwiderstand (vgl.Text)

In dem gewählten Maßstab sind die spezifizierten Widerstandswerte für die 5. und 6. Altersgruppe praktisch nicht mehr darstellbar und aufgrund der erheblichen Größenunterschiede in Bezug auf den Altersgang kaum zu vergleichen. Bei Änderung der Frequenz würden sich zunächst steile, großflächige Dreiecke darstellen, die sich über die hier dargestellte Form abflachen und verkleinern würden.

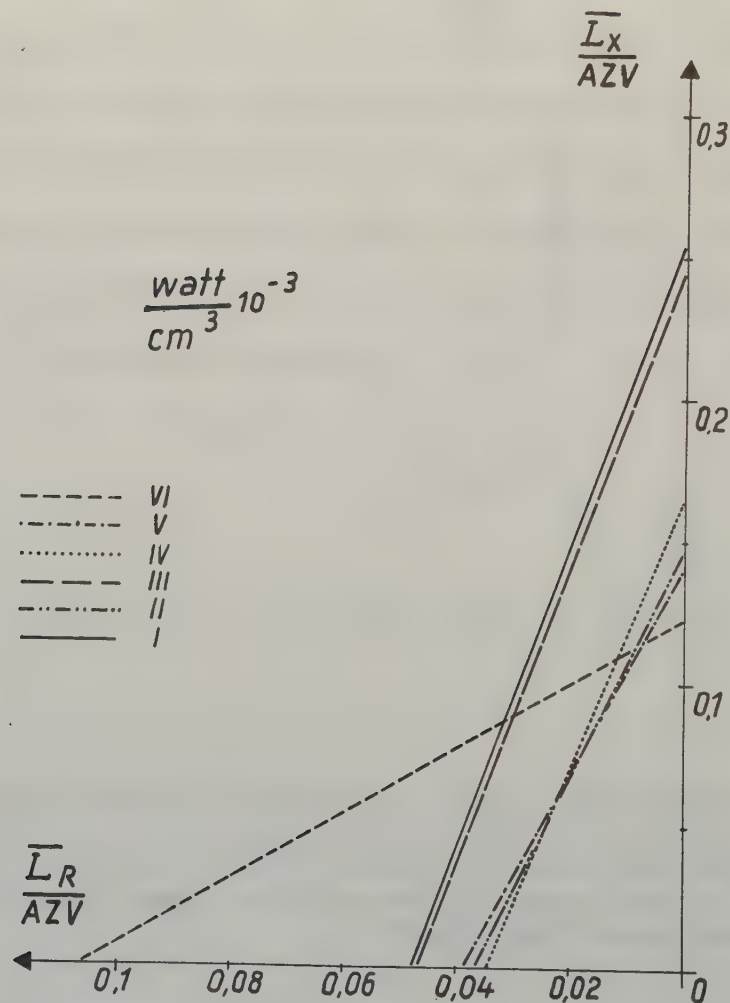


Abb.32: Die mittlere spezifizierte Atemgesamtleistung in den einzelnen Altersgruppen bei einer mittleren Atemfrequenz als pythagoräische Summen aus der spezifizierten Wirk- und der spezifizierten Blindleistung (vgl.Text)

Im Gegensatz dazu würden sich die Dreiecke in Abbildung 32 mit zunehmendem Strömungs-Volumenindex vergrößern und abflachen. Für die einzelnen Altersgruppen würde sich die Überlagerung im Leistungsbereich nur gering ändern, während die Staffelung der Widerstandsdreiecke überproportional stark mit dem Strömungs-Volumenindex und damit mit der Atemfrequenz abnähme. Mit zunehmendem Lebensalter nimmt der Anteil der elastischen Elemente zu Gunsten der viskösen ab. Dabei wirken sich die elastischen Faktoren im Widerstand wesentlich stärker aus, als bei den Leistungsgrößen, bei denen der visköse Anteil den größeren Einfluß auf die Gesamtwerte hat.

6. Diskussion der Ergebnisse

6.1 Kritik der Methode und des theoretischen Ansatzes

6.1.1 Allgemeine Vorbemerkungen und Überlegungen zum theoretischen Ansatz

Eine Bewertung und Deutung von Meßergebnissen verlangt eine vorherige Analyse der theoretischen und methodischen Grundlagen der Meßwertgewinnung. Theorie und Methode sind zwei Seiten einer notwendigen Abstraktion, um ein vielschichtiges, kompliziertes, biomechanisches Problem wie die Ventilationsmechanik zu beschreiben. Durch eine Wechselwirkung infolge von Verbesserung der Methode und Erweiterung der Theorie wird der Grad der Abstraktion vermindert, so daß ein realistischeres Modell resultiert, das der Wirklichkeit des Problems umso näher kommt, je mehr Phänomene des Problems es erklären kann.

Unter diesem Aspekt der Wechselwirkung von Theorie und Methode ist das "konkrete Lungenmodell" nur im Sinne einer ersten Näherung zu sehen. Ohne Modellvorstellung ist eine experimentelle Bearbeitung jedoch nicht möglich. Die Schwierigkeiten und die Bedeutung der Wechselbeziehung Theorie und Methode zeigen sich zum Beispiel in der Frage, wie der Pleura-
druck (oder Unterdruck?) gemessen werden kann (ALTMANN, 1955). Die folgende Unterteilung in Überlegungen zur Theorie und zur Methode erfolgt aus vorwiegend praktischen Gründen.

Untersuchungen über die Ventilationsmechanik an isolierten Leichenlungen sind eigentlich Untersuchungen an Kunstprodukten, die allerdings aufgrund ihrer Reproduzierbarkeit ihre bedingte Aussagefähigkeit zur Physiologie der Ventilationsmechanik erhalten. Zahlreiche grundsätzliche Untersuchungen der Histo-
mechanik sind an der isolierten Lunge wesentlich leichter durchführbar und lassen auch unter Beachtung ihrer Eigengesetzlichkeit Rückschlüsse auf das mechanische Verhalten des vitalen Thorax Lungensystems zu.

Die besondere Bedeutung der Oberflächenspannung an der Retraktionskraft der Lungen (v.NEERGAARD,1929) läßt den Schluß zu, daß auch bei der isolierten Leichenlunge eine Art Oberflächenfaktor vorhanden sein muß. Dabei scheinen frühe autolytische Veränderungen eine relativ geringe Rolle zu spielen (KLUGE, 1967; Mc ILROY,1952). Der in Lungenpreßsäften untersuchte Surfactant (PATTLE,1958) ist vermutlich auch in Bruchstücken wirksam, wie andere Untersuchungen zeigen (Mc ILROY a.CHRISTIE, 1952). Auch postmortale Messungen zur Frage des Zusammenhanges zwischen einer Störung des Oberflächenfaktors und einer Störung der Atemmechanik (BENZER et a.,1969; BAUM et a.,1971) lassen dies vermuten. Außerdem müßte der Einfluß der blutgefüllten Gefäße auf die elastisch-mechanischen Eigenschaften der Lunge (v.HAYEK,1970) im Verhältnis zu den Faserkräften stärker berücksichtigt werden.

Der Pleuradruck wird unter konstanten statischen Versuchsbedingungen auch unter gewissen Vorbehalten (ALTMANN, 1955) methodisch bestimmbar sein. Auch die Auffassung des Lungenaufbaues als kompliziertes Blasenmodell (BRANSCOMB et al, 1965) vermag Retraktionskräfte darzustellen, solange dies nicht von statischen Verhältnissen auf dynamische Bedingungen übertragen wird. Statische Bedingungen sind Gleichgewichtszustände, bei denen insgesamt Kraft gleich Gegenkraft ist, die jedoch an räumlich unterschiedlichen Stellen voneinander verschieden sein können (BACHHOFEN, 1969).

Die Betrachtung des Pleuradruckes als resultierender Gesamteffekt führt in der Dynamik zur Vorstellung des Atemantriebsdruckes als Summationsdruck (ROHRER, 1925). Die periodische Änderung des Atemantriebsdruckes führt vom Gleichgewichtszustand zur Dynamik. Die Darstellung des Zusammenhanges zwischen Kraft und Bewegung ist bei der Mechanik der Lungenventilation ein Zusammenhang zwischen Druck und Volumen (MEAD et al, 1964). Bei einer Änderung des einen Faktors folgt mit einer gewissen Trägheit zwangsläufig eine entsprechende Änderung des anderen Faktors. Bei den Zeitfunktionen von Druck und Volumen bzw. Strömung muß dieser "Trägheitseffekt" berücksichtigt werden. Eine gleichartige Aufrechnung der Widerstände aus den zugehörigen Druckwerten zu einem Gesamtwiderstand ist daher aus mathematischen Gründen unzulässig. In der Statik ist die Compliance als Tangentensteigung der Lungencharakteristik definiert und für jeden Punkt des linearen Teiles konstant.

Ein entsprechend der Statik definierter Wert der Compliance würde in der Dynamik jeden beliebigen Wert annehmen und an den Atemwechsellpunkten 0 bis unendlich betragen. Eine "mittlere" dynamische Compliance aus den Druckströmungsschleifen ist schwierig festzulegen und unter pathologischen Bedingungen nahezu unmöglich (TEIGE, 1970).

Aus physikalischen Gründen folgt, daß die Schleifenfläche der Druckvolumenkurven ein Maß für die Wirksamkeit visköser Faktoren ist; sie wird deshalb bei klinischen Messungen verwendet (BACHOFEN, 1969; OTIS et al, 1950; ROSSIER et al, 1958). Eine "elastische Achse" im Druckvolumendiagramm kann nur einen Anhalt für das elastische Niveau, d.h. Atemlage des Atemzuges geben. Sie kann nicht als Repräsentation von Elastizität im Druckvolumendiagramm angesehen werden. Dies würde zu einer theoretisch - physikalisch und mathematisch unhaltbaren Addition von elastischer Arbeit (elastisches Dreieck) und visköser Arbeit (Schleifenfläche) führen. Außerdem würde dann die Bedeutung der Schleifenfläche der Druckströmungskurve völlig unklar sein.

Die Differenz zwischen der als elastische Achse aus den Druck-Volumen-Kurven bestimmten und der nach der in dieser Arbeit dargelegten Methode bestimmten dynamischen Compliance ist umso geringer, je niedriger der Wert der Viskosität ist, wie sich an den schmalen Schleifenflächen der Druck-Volumen-Kurve zeigt. Dies trifft besonders für die jüngeren Altersgruppen zu. Da in den

höheren Altersgruppen mit steigender Frequenz die visköse Atemarbeit relativ stärker zunimmt als in den jüngeren, ist der altersabhängige Frequenzgang der dynamischen Compliance nach der Definition als elastische Achse durch diesen Effekt artefiziell beeinflusst worden.

Der Phasenwinkel zwischen Druck und Strömung oder zwischen Druck und Volumen findet nur selten Beachtung (TEIGE u. HARTUNG, 1973). Die Untersuchung der Druckvolumenschleife anhand von Tangenten und Sekanten wird bei bestimmten pathologischen Atemtypen sehr problematisch (MATTHYS u. JAEGER, 1971) und kann nicht alle Seiten der Ventilationsmechanik erfassen. Definitive Leistungswerte können nur aus beiden Schleifenflächen ermittelt werden und geben wesentlich einfachere Analysemöglichkeiten, wobei Artefakte der Schleifenbildung selbstverständlich beachtet werden müssen (WEBER u. WYLIČIL, 1968). Eine Fläche berücksichtigt den Kurvenverlauf besser als zahlreiche Tangenten oder Sekanten.

Die Einführung der komplexen Zahlen ist zwar wenig anschaulich, jedoch wird die Zweidimensionalität der komplexen Zahlen (DIEDERICH u. REMMERT, 1972) den Vektoreigenschaften der Grundgrößen besonders gerecht. Die Darstellung in komplexen Zahlen kann auch als spezielle Schreibweise der ROHRER'schen Druckgleichung angesehen werden.

Besonders bei pathologisch veränderten Diagrammen ist über den optischen Eindruck hinaus eine theoretisch-mathematische Bearbeitung notwendig (SMIDT u. MUYERS, 1968). Die Zusammensetzung des Atemwegswiderstandes aus Blind- und Wirkwiderstand aufgrund der Kompressibilität der Alveolarluft sollte auch auf die Lunge übertragen werden, da die Lunge selbst elastische Eigenschaften in besonderem Maße besitzt (HÜTTEMAN u. HUCKAUF, 1970).

Das Schwingungsmodell liefert mehr objektiv vergleichbare und bei den Effektivwerten zeitunabhängige Meßwerte, auch bei Übergang in nicht sinusförmige Schwingungsvorgänge, als die aus statischen Vorstellungen abgeleitete Addition eines elastischen Dreieckes und einer viskösen Atemschleife. Schwierig bleibt die physiologische Einordnung des Blindteiles, denn die für die elastische Anspannung benötigte Energie ist physiologisch nicht vollständig zurückgewinnbar, sondern kann nur zur Überwindung visköser Faktoren eingesetzt werden. Hierin ist der wesentliche Unterschied zwischen postmortalen Messungen am System "Thoraxkasten - isolierte Lunge - Maschine" und klinischen Messungen am vitalen intakten Thoraxlungensystem mit seinen vielfachen Kräfteverflechtungen zu sehen. Möglicherweise liegt hier auch ein Ansatzpunkt der Pathogenese der Beatmungslunge insoweit dem variablen Atmungsorgansystem eine maschinelle "Belüftung" aufgezwungen wird (HERZOG et al., 1973).

6.1.2 Kritik der Methode

Die Vorbehandlung und Lagerung der Lungen kann Einfluß auf die Messung nehmen. Nach der Entnahme bei der Obduktion, die im allgemeinen 12 bis 36 Stunden nach dem Tod erfolgte, wurden sie wie in Kapitel 3.1 beschrieben, je nach Lagerungszeit bei unterschiedlichen Temperaturen aufbewahrt.

Bei frühen Messungen kurz nach dem Tode erschwerten ungleiche Belüftung sowie interstitielles Emphysem die Messungen, was sowohl durch Leichenstarre als auch durch ungleich wirksame Bruchstücke des Surfactant erklärt werden könnte. Größere Abstände zwischen Tod und Messung führten zu Schwierigkeiten im Rahmen der Autolyse des Parenchyms mit vermehrter Diffusion, d.h. Volumenverlusten ohne Defektnachweis. Dies gilt für Luft- und im besonderen Maße für Wasserfüllung. Eine Wasserstatik war häufig aus diesem Grunde nicht durchführbar, so daß diese Untersuchungsmethode im Rahmen dieser Arbeit ganz weggelassen wurde. Letzteres Problem fand sich besonders häufig bei tiefgekühlten Lungen, die sich auch geringfügig schlaffer erwiesen und eine etwas höhere Belüftbarkeit hatten. Wesentliche Differenzen zwischen Tiefkühlung und kurzfristigeren Messungen konnten aber nicht festgestellt werden.

Leichenkollaps oder Entgasung zu Beginn der Messung scheinen keinen Einfluß auf die mechanischen Eigenschaften zu haben, wobei man allerdings den Eröffnungsdruck wegen vielfacher Beeinflussung durch artefizielle und zufällige Faktoren nicht interpretieren sollte (ALTMANN, 1955).

Agonale Einflüsse, wie z.B. Ödem und Sekretstau in den Bronchien, können Fehlmessungen durch kontinuierliche Änderung infolge Abpressens der Ödemflüssigkeit oder plötzlicher Änderung der mechanischen Eigenschaften infolge unregelmäßiger Belüftung und Verteilungsstörung hervorrufen. Kleinste Pleuradefekte sowie diffusionsbedingte Volumenverluste führen zu Überbewertung des Kollapsvolumens sowie fehlerhafter Bestimmung der funktionellen Residualkapazität. Außerdem muß immer wieder betont werden, daß die untersuchten Lungen nicht ausgewählt, sondern eher im Sinne einer negativen Auslese als pathologisch veränderte Lungen anzusehen sind.

Eine Schwierigkeit bestand darin, die Differenzen zwischen Lungenpaar und Einzellungen in den verschiedenen Messungen einzuordnen. Der Unterschied zwischen rechter und linker Lunge ist im Rahmen der Meßgenauigkeit praktisch zu vernachlässigen. Die Beziehungen im Vergleich von Lungenpaaren und Einzellungen sind nicht konstant. In der Statik ist die Umrechnung entsprechend der Größen- bzw. Volumenunterschiede relativ einfach. Bei Kompensation bzw. spezifizierten Werten, die ja auf gleiche Volumina bezogen werden, bestehen zwischen Lungenpaaren und Einzellungen praktisch keine oder nur geringe Differenzen.

Im Gegensatz dazu zeigt sich bei dynamischen Untersuchungen ein divergentes Verhalten. Bei niedrigen Frequenzen sind die Widerstandswerte für ein Lungenpaar angenähert gleich dem Kehrwert der Summe der Einzelkehrwerte der Widerstandsgrößen für Einzellungen. Dies gilt auch für die spezifizierten, d.h. auf das Atemzugvolumen bezogenen Werte. Diese Beziehung ist auch theoretisch für die Parallelschaltung von rechter und linker Lunge zu einem Lungenpaar zu fordern. Bei höheren Frequenzen dagegen nähern sich die Werte von Einzellungen und Lungenpaaren an, so daß diese Beziehung nicht mehr erfüllt ist. Auch die dynamische Compliance, sowohl im absoluten als auch im spezifizierten Wert, läßt keine eindeutige Beziehung erkennen.

Eine Umrechnung von Einzellunge zu Lungenpaar oder umgekehrt ist bei der Statik bedingt möglich, bei der Dynamik dagegen nur in Einzelfällen und unter besonderen Voraussetzungen. Bei spezifizierten Größen allerdings kann man vergrößernd sagen, daß sich Einzellungen zu Lungenpaaren angenähert wie kleinere, aber gleichartige bzw. gleichaltrige Lungen verhalten. Der bei der Gleichbehandlung von Einzellungen und Lungenpaaren gemachte Fehler kann bei spezifizierten Werten in Kauf genommen werden, da er eine gewisse Stichprobenvergrößerung in einer Altersgruppe darstellt. Nach im folgenden noch weiter ausgeführten Erörterungen kann jedoch nicht ausgeschlossen werden, daß bei der Messung von Einzellungen das unterschiedliche Restvolumen im künstlichen Thorax im Vergleich zu Lungenpaaren eine größere Rolle als angenommen spielt.

Den Einfluß der Temperatur auf das elastische Verhalten bei isolierten Lungen haben anderweitige Messungen gezeigt (TEIGE u.a., 1973). Die gleichbleibende Differenz der Temperatur von etwa 20°C bei allen hier durchgeführten Messungen gegenüber der Körpertemperatur ist relativ gering und als konstanter Fehler tolerierbar; im Vergleich mit klinischen Meßwerten allerdings zu berücksichtigen.

Die Wahl der funktionellen Residualkapazität (HARTUNG u. BÜTTINGHAUS, 1967) konnte bei fehlerhaften Bestimmungen aus der Statik infolge Volumenverlusten bei Messungen von mehr als 1 Stunde nicht immer genau eingehalten werden. Die Änderungen der elastischen Grundeigenschaften sind um die Atemruhelage relativ gering, so daß wesentliche Verschiebungen oberhalb des Kollapsvolumens bis zur Hälfte der Totalkapazität (vgl. tabellarische Zusammenstellung der Ergebnisse) den angenommenen Versuchsbedingungen genügen.

Prinzipielle und nicht ohne Kompromisse zu überwindende Schwierigkeiten liegen in der Wahl der Meßpunkte bzw. der Versuchsanordnung. Grundsätzlich ist es natürlich ein Unterschied, ob der Antriebsdruck zur Füllung der Lungen über die Bronchien als positiver "intrapulmonaler Druck" oder aber als negativer "Pleuradruk" in einem künstlichen Thorax gemessen wird (ALTMANN, 1955). Eine Gleichsetzung ist sicher nicht möglich.

Es fragt sich, ob allerdings eine funktionelle Gleichwertigkeit angenommen werden kann, wobei dynamische Abläufe jedoch nicht durch statische Begriffe erklärt werden dürfen. Da im wesentlichen normale Lungen untersucht werden und die Hauptaufgabe der statischen Messung in der Bestimmung der Grundgrößen liegt, kann der nach der angewandten Methode bestimmte "intrapulmonale Druck" als repräsentativ angesehen werden (KLUGE, 1967).

Bei den dynamischen Messungen konnte die direkte Alveolardruckmessung (HARTUNG u. KISSLER, 1970; HARTUNG u.a., 1971) für eine Längsschnittuntersuchung nicht genügend standardisiert werden, so daß ein Vergleich der Meßwerte nur innerhalb der gleichen Altersgruppe möglich wäre.

Eine weitere Schwierigkeit besteht darin, daß im künstlichen Thorax (Pleuraspalt) sich Luft befindet, die kompressibel ist, wogegen normalerweise die Lunge von inkompressibler Pleuraflüssigkeit umgeben ist bzw. sich im kapillaren Kontakt mit der Thoraxwand befindet. Das bedeutet, daß die Verbindung oder Kopplung der Lunge an das Antriebssystem unter physiologischen Bedingungen sehr eng und fest ist, wogegen bei der postmortalen Messung eine flexible oder lockere Kopplung zwischen Lunge und Antriebssystem besteht. Aufgrund der konstanten Versuchsbedingungen (Volumen des künstlichen Thorax, Antriebssystem) ist jedoch der "Kopplungsgrad" bei allen Messungen gleich, so daß eine indirekte Aussage nach dem Schwingungsmodell der künstlich beatmeten Lunge möglich ist.

Gegenüber dem umgebenden Luftdruck befindet sich im künstlichen Thorax ein Unterdruck. Die Druckdifferenz am Pneumotachographen zwischen Trachea und Außendruck ist wegen des geringen Pneumotachographenwiderstandes zu vernachlässigen. Die Änderungen des künstlichen intrathorakalen Druckes sind als Ursache der Ventilationsbewegung der isolierten Lunge anzusehen. Es ist fraglich, ob dieser Druck mit dem Pleuradruck gleichzusetzen ist. Im Luftraum um die Lunge ist der Druck an allen Punkten gleich groß, wogegen im Pleuraspalt sicher eine hydrostatische Druckstaffelung vorliegt.

Bei den vorliegenden Messungen wird die intrapulmonale Volumenänderung jedoch in Beziehung zum tatsächlich gemessenen intrathorakalen künstlichen Druck gesetzt. Zwar gehen damit auch Schwingungs- Resonanzeigenschaften des Antriebssystems (künstlicher Thorax, Kastenvolumen und Antriebspumpe) mit in die Messung ein und erlauben die oben ausgeführte indirekte Aussage, inwieweit die untersuchte Lunge den Schwingungen des Antriebssystems folgt. Die Vergleichbarkeit von Druck im Beatmungskasten und dem Pleuradruck besteht nur im Atemantriebsdruck. Eine Simulation der engen Kopplung und der hydrostatischen Druckstaffelung unter physiologischen Bedingungen ist bei postmortalen Untersuchungen mit einem vertretbaren technischen Aufwand nicht lösbar.

Die Meßfehler liegen in der üblichen Größenordnung biomechanischer Messungen und spielen bei der Bewertung der statischen Größen im Rahmen der biologischen Streuung nur eine sehr geringe Rolle. Bei den dynamischen Messungen verstärken sich die Ablesefehler durch entsprechende Maßstabsvergrößerung und liegen im allgemeinen um 10 %.

Sorgfältig zu berücksichtigen ist die Schaltung der Trägerfrequenzverstärker sowie der Verstärkungsgrad des X-Y-Schreibers, besonders bei höheren Frequenzen, um artefizielle Schleifenbildungen zu vermeiden (WEBER u. WYLIČIL, 1968). Bei höheren Beatmungsfrequenzen sind unterschiedliche Amplituden des Beatmungsdruckes infolge mechanischer Störungen des Pumpsystems zu berücksichtigen. Weitere Fehlerquellen sind Hysterese der Druckwandler und Alinearität der Verstärker, die durch sorgfältige Eichung einzuschränken sind. Subjektive Ablesefehler oder kleine Ungenauigkeiten der Eichung können bei längeren Rechenoperationen bei der Auswertung und der Notwendigkeit zur Auf- oder Abrundung verstärkt werden.

Bei der Auswertung kann die Fehlerstreuung durch statistische Methoden ausgeglichen werden. Dabei ist zu berücksichtigen, daß bei den einzelnen Altersgruppen keine bereinigte Stichprobe besteht, sondern die jeweilige Stichprobe teilweise Merkmals-träger aus einer anderen Grundgesamtheit enthält. Außerdem ist der Stichprobenumfang meist zu gering, um eine statistische Auswertung sinnvoll erscheinen zu lassen. Eine Untersuchung über den Mittelwert hinaus wurde daher nur in Einzelfällen durchgeführt, um das Kunstprodukt einer linearen Regression zu vermeiden.

6.2. Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit klinischen Messungen

6.2.1 Die viskösen Faktoren

Die unterschiedlichen Versuchsbedingungen einer postmortalen und einer klinisch-physiologischen Analyse der Ventilationsfunktion verursachen selbstverständlich zum Teil größere Differenzen, wie bereits in den vorigen Kapiteln diskutiert wurde.

Von besonderem klinischen Interesse, auch in Bezug auf wachstums- bzw. altersabhängige Änderungen, sind die irreversiblen Energievorgänge der Ventilation in Form von viskösen Widerständen bei der Atmung, was sich auch in der größeren Zahl von entsprechenden Untersuchungen erkennen läßt (POLGAR, 1961; 1966; NOLTE, 1968; HOGG et al, 1970; MATTHYS u. JAEGER, 1971).

Nach den in dieser Arbeit dargelegten theoretischen Vorstellungen setzt sich der visköse, irreversible Anteil der Ventilationsmechanik einerseits aus Verformungswiderständen des Lungengewebes und andererseits aus Luftreibung in den Atemwegen zusammen. Der Einfluß der reversiblen Faktoren mit stärkerer Linearitätsabweichung bedingt durch die höhergradige wechselseitige Kopplung der gesamten Energievorgänge, macht sich auch in den Teilfaktoren des viskösen Widerstandes, Atemwegswiderstand und Lungengewebswiderstand, bemerkbar. Bei den in dieser Arbeit untersuchten Lungen wurde auf eine Differenzierung von Luftwegs- und Lungengewebswiderständen wegen der Schwierigkeit bei der Bestimmung des Alveolardruckes (vgl. auch Kap. 6.1.2) verzichtet. Eine grobe

qualitative Abschätzung ist durch Vergleich von statischen mit dynamischen Messungen nur zum Teil möglich.

Der Anteil der Gewebsreibung am viskösen Gesamtwiderstand soll nach klinischen Messungen (BACHOFEN, 1969) bei Kindern im Alter etwa der Altersgruppe 5 rd. 30 % und bei jugendlichen Erwachsenen (Gruppe 6 und älter) ungefähr 25 % betragen. Der Anteil des Gewebswiderstandes am gesamten viskösen Widerstand soll bei Neugeborenen zwischen 10 und 50 % schwanken (POLGAR, 1966). Auf diese Unterschiede könnte die erhebliche Streuung der Widerstandswerte in der 1. Altersgruppe zurückgeführt werden. Mit Zunahme der Totalkapazität findet sich in dieser Altersgruppe eine Abnahme des viskösen Widerstandes (POLGAR, 1961).

Bei klinischen Messungen im Kindesalter (NOLTE, 1968) fand sich eine relativ geringe Korrelation der Funktionswerte mit dem Lebensalter und eine wesentlich bessere mit der Körperlänge und auch der Körperoberfläche. Nach diesen Untersuchungen hängt der bronchiale Strömungswiderstand im wesentlichen von der Lungengröße ab, wobei jedoch nach dieser Methode keine Vergleiche mit kleineren Kindern bzw. Neugeborenen möglich sind.

Eine bessere Korrelation mit der Körperoberfläche als mit dem Lebensalter ergibt sich auch für die hier vorliegenden Meßergebnisse.

Die visköse Atemarbeit bzw. Atemleistung ändert sich im wesentlichen mit der Strömungsgeschwindigkeit, wobei die Ermittlung der effektiven Atemströmung in vergleichenden Untersuchungen geeigneter ist als eine Angabe der mittleren Strömungsgeschwindigkeit (LYAGER, 1973). Die klinischen Messungen für den viskösen Gesamtwiderstand (POLGAR a. STRING, 1966) geben im Durchschnitt für Neugeborene einen Wert von etwa $33,5 \text{ dyn cm}^{-5} \text{ sec an}$. Dies entspricht den Ergebnissen der vergleichbaren Altersgruppe 1 (Neugeborene).

Erheblich größere Werte ergeben sich jedoch bei den postmortalen Messungen bei niedrigen Atemfrequenzen. Es ist anzunehmen, daß bereits im Schulkindesalter der visköse Gesamtwiderstand im wesentlichen vom Atemwegswiderstand gebildet wird. Bei einer funktionellen Residualkapazität von 1250 ml geben klinische Messungen (NOLTE, 1968) einen Atemwegswiderstand von umgerechnet $3,9 \text{ dyn cm}^{-5} \text{ sec an}$. Dies entspricht dem viskösen Gesamtwiderstand für die Altersgruppe 5 der eigenen Untersuchungen bei mittlerer Atemfrequenz. Bis auf zum Teil erhebliche Abweichungen bei niedrigen Frequenzen lassen sich die postmortal gefundenen Werte demnach gut mit klinischen Meßergebnissen vergleichen. Dies dürfte unter anderem auch darauf zurückzuführen sein, daß nach anderen postmortalen dynamischen Messungen (MCILROY a. CHRISTIE, 1952) die Viskosität des Lungengewebes erst mit höherem Lebensalter zunimmt.

6.2.2 Die elastischen Faktoren

Ein allgemeines übersichtliches Modell der elastischen Teilfaktoren als Grundlage einer experimentellen Methode ist kaum aufzustellen, so daß wenig vergleichbare klinische Messungen vorliegen. Im theoretischen Ansatz sind die elastischen Kräfte mit den Massefaktoren zu den reversiblen Energievorgängen zusammengefaßt worden. Entsprechend den viskösen Faktoren ist auch hier aufgrund höhergradiger Verflechtung der Gesamtfaktoren ein Einfluß der irreversiblen Faktoren auf die reversiblen anzunehmen.

Das wesentliche Regulativ der Oberflächenkräfte stellt der Surfactant dar. Deshalb und wegen der noch hinzutretenden Hysterese sollte man besser von Retraktionseigenschaften als von "Elastizität" der Lunge sprechen. Eine Differenzierung der elastischen Kräfte ist allenfalls durch postmortale statische Untersuchungen mit verschiedenen Füllungsmedien (Wasser-Luft) möglich. Dabei findet sich eine führende Stellung des Surfactant wie auch in anderen Untersuchungen gezeigt (CLEMENTS, 1962).

Durch Vergleich von spezifizierten Größen können Rückschlüsse auf die Wertigkeit oder relative Bedeutung des Surfactant für die Ventilation gezogen werden. Die Dehnungsverhältnisse sind an der gesamten Lunge ungleichmäßig verteilt, was infolge des hydrostatischen Druckgefälles zu unterschiedlicher Alveolargröße - von der Lungenspitze zur Basis abnehmend - führt (LAVER, 1973). Dieses macht sich bei älteren, d.h. größeren Lungen,

stärker bemerkbar als bei jüngeren, mithin kleineren. Störungen der Retraktionseigenschaften werden also in erster Linie Störungen des Surfactant infolge seiner zentralen Stellung in der Lungenfunktion sein (Conf.Res.in Emphysema,1964), z.B. findet sich bei der hyalinen Membranenkrankheit des Neugeborenen eine Zunahme der Retraktionskraft um 65 bis 70 % (HARTUNG,1971).

Bei klinischen Messungen (Ganzkörperplethysmograph) wird die Volumendehnbarkeit des Thorax-Lungen-Systems bestimmt. Messungen von BACHOFEN (1969) geben für die dynamische Compliance etwa 2 bis 3 mal höhere Werte an als der hier vergleichbaren Altersgruppe 5 entsprechen würde. Die von POLGAR a. STRING (1966) angegebenen Werte für die Lungen-Compliance von Neugeborenen, im Mittel $0,006 \text{ l/cm H}_2\text{O}$ entsprechen etwa $5,88 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^5 \text{ dyn}^{-1}$, sind ebenfalls etwa 3 mal so groß wie der Mittelwert für die dynamische Compliance der Altersgruppe 1.

Die Frequenzänderung der dynamischen Compliance ist in den unteren Altersgruppen sehr gering, bei den höheren Altersgruppen findet sich mit zunehmendem Lebensalter eine stärkere Abnahme mit der Frequenz. Einen ähnlichen Altersgang zeigt die Deflationskonstante.

Für die in dieser Arbeit definierten Blindwerte von Leistung und Widerstand gibt es keine vergleichbaren klinischen Messungen. BACHOFEN u.a. (1970) nehmen für den Lungengewebswiderstand (der Viskosität zugehörig!) eine Beeinflussung durch Lungenhysterese und Oberflächenaktivität an. Der überwiegende Einfluß des Atemzugvolumen läßt sich durch einen Vergleich der dynamischen und statischen Compliance zeigen. Das Pneumoloopdiagramm (BAUM u.a., 1971) läßt erkennen, daß eine Frequenzänderung keine Änderung des "Spannungsniveaus" bzw. der ventilationsbedingten Differenz zwischen inspiratorischem und expiratorischem Niveau zur Folge hat.

6.2.3 Funktionelle Bedeutung des Verhältnisses zwischen Viskosität und Elastizität

Eine Unterteilung und Beurteilung der einzelnen Faktoren in eine inspiratorische und expiratorische Atemphase (WAWERSIK, 1967) erscheint nach dem Schwingungsmodell nicht notwendig und wurde daher in dieser Arbeit nicht vorgenommen. Außerdem ergibt sich eine zusätzliche Beeinflussung der Ventilationsgrößen durch Faktoren, die vom Atemablauf abhängig sind (LYAGER, 1973).

Die pathologisch veränderten Lungen von Neu- und Frühgeborenen, insbesondere bei der sog. hyalinen Membranenkrankheit, werden zur Charakterisierung ihres besonderen Atemtypes als starre Lungen bezeichnet (HARTUNG u. KRUPKE, 1963; HARTUNG u.a., 1971).

Bereits die normale Lunge in diesem Lebensalter besitzt ausgeprägte elastische Eigenschaften. Bei den hier angewandten experimentellen Bedingungen folgt eine jüngere und kleinere Lunge den Druckschwankungen im Beatmungssystem schneller als eine ältere bzw. größere Lunge. Da die Atemfrequenz vom Antriebssystem der künstlichen Beatmung vorgegeben wird, ist zu folgern, daß die Lungen der höheren Altersstufen den Druckschwankungen langsamer folgen als die der jüngeren Altersstufen. Für diese ist eine stärkere Ausprägung der elastischen Eigenschaften anzunehmen, die aus ökonomischen Gründen die in diesem Lebensalter höhere physiologische Atemfrequenz bedingt (HARTUNG u. KRUPKE, 1963; KRIEGER, 1963). Die bei niedrigen Frequenzen gefundenen extrem hohen Widerstandswerte der ersten Altersgruppe können als Ausdruck einer "unphysiologischen" Atemfrequenz aufgefaßt werden. Aus diesen Vergleichen ergibt sich eine geringere Ausprägung der elastischen Eigenschaften in den höheren Altersstufen.

Die Möglichkeit, die Koppelung des Ventilationsablaufes mit dem Antriebssystem für die Beurteilung der mechanischen Eigenschaften heranzuziehen, ergibt sich auch aus anderen Untersuchungen (TEIGE u. HARTUNG, 1973).

Ein indirekter Hinweis auf die Zunahme der viskösen Eigenschaften mit dem Lebensalter ergibt sich aus der Differenz der dynamischen Compliancewerte, einerseits bestimmt aus dem Quotient der maximalen Druck- bzw. maximalen Volumenschwankung, andererseits aus der Schleifenfläche der Druckstörungskurve.

Die Änderung des Atemzugvolumens als Folge einer Atemfrequenzänderung bei gleichbleibender Atemantriebsdruckschwankung kann hier auch angeführt werden, da sie nur bei erhöhten viskösen Widerstandswerten beobachtet wird (Mc ILROY a. CHRISTIE, 1952).

Der Phasenwinkel zwischen Druck und Strömung kann als Index des Verhältnisses zwischen Elastizität und Viskosität angesehen werden. Sinus und Kosinus des Phasenwinkels erscheinen als Proportionalitätsfaktoren in den Formeln des Blind- und Wirkteiles für Leistung und Widerstand. Darüberhinaus ist der Phasenwinkel weitgehend größenunabhängig. Die Abnahme des Phasenwinkels mit dem Lebensalter weist auf eine Änderung der Retraktionskräfte hin, häufig analog den statischen Messungen, wie z.B. die auffallende Ähnlichkeit des Altersganges der Deflationskonstanten und des Altersganges von Phasenwinkel und Abfall des Phasenwinkels mit der Frequenz ergibt (vgl. Abb. 14 und 20).

Der Abnahme des Frequenzganges des Phasenwinkels mit dem Lebensalter entspricht ein Frequenzgang der dynamischen Compliance und der Widerstände in den verschiedenen Altersgruppen. Bei den

jüngeren Altersgruppen ändert sich die dynamische Compliance praktisch nicht mit der Atemfrequenz, wogegen die hohen Widerstandswerte im Blindteil und auch etwas im geringeren Wirkteil mit zunehmender Frequenz stark abnehmen. Bei den älteren Gruppen findet sich ein deutlicher Frequenzgang der dynamischen Compliance, wogegen sich jedoch die geringeren Widerstandswerte nur wenig ändern.

Der Proportionalitätsfaktor ist vermutlich altersabhängig, was jedoch bei dem geringen Stichprobenumfang nicht bewiesen werden kann. Die Änderung des spezifizierten Wirkteiles in Abhängigkeit von der Frequenz entspricht wahrscheinlich einer Potenzfunktion bei geringer altersabhängiger Änderung des Exponenten, wobei ebenfalls aus statistischen Gründen keine nähere Aussage gemacht werden kann.

Beim Vergleich von statischen Meßergebnissen und dem Blindteil der dynamischen Vorgänge erscheint die 3. bzw. 4. Altersgruppe eine Sonder- oder Schlüsselstellung einzunehmen. In diesem Bereich liegen die stärksten Streuungen des dynamischen Teils und das Maximum der spezifizierten statischen Compliance. Weiterhin finden sich hier entsprechende Werte für die nach dem Lungengewicht bzw. der Totalkapazität spezifizierten Hysterese und praktisch keine Differenz zwischen der aus den Druckvolumenmaxima und der Druckströmungsschleifenfläche bestimmten dynamischen Compliance. Deflationskonstante und Tangentenkonstante scheinen hier einen Grenzwert zu erreichen.

Diese Befunde sind möglicherweise bei der relativ hohen Meßwertstreuung und dem kleinen Stichprobenumfang zufällig, wogegen jedoch trotz der großen Inhomogenität dieser Gruppe die in die gleiche Richtung weisenden Ergebnisse statischer und dynamischer Messungen sprechen. Danach könnten zwar keine quantitativen, zumindest jedoch qualitative Rückschlüsse auf gleichartige strukturelle Eigenschaften der untersuchten Lungen möglich sein.

Möglicherweise liegt in der 3. bzw. 4. Altersgruppe ein wesentlicher Übergang von einer durch Oberflächenkräfte, denen in erster Linie die geometrische Dimension der Alveolen und die Wirksamkeit des Surfactant zugrunde liegen, in eine mehr durch die Faserstruktur und Vermehrung der elastischen Fasern bedingten Retraktionseigenschaft der Lunge. Dies würde die auffallend niedrigen Werte der auf die funktionelle Residualkapazität bezogenen dynamischen Compliancewerte erklären (vgl. Abb.27). Auch klinische Messungen zeigen relativ niedrige Werte der entsprechenden spezifizierten dynamischen Compliance in dieser Altersgruppe (KRIEGER,1963).

Ein weiterer Hinweis auf die Änderung der Lungenstruktur in dieser Altersgruppe ergibt sich aus der Änderung der auf das Lungengewicht bzw. auf die Totalkapazität bezogenen Hysterese. Während in den niedrigeren Altersgruppen die auf die Totalkapazität bezogene Hysterese bei fallender Tendenz größer ist als die auf das Lungengewicht bezogene, ist sie in der 4. bis

6. Gruppe bei weiterhin fallender Tendenz kleiner als die auf das Lungengewicht bezogene Hysterese (vgl. Abb. 13). Nach morphologischen Untersuchungen (ENGEL, 1950; DUNNILL, 1962; WEIBEL a. GOMEZ, 1962) erfolgt das Größenwachstum der Lunge zunächst vorwiegend in einer Zunahme der Alveolarzahl, während bei älteren Kindern die Vergrößerung des Durchmessers der peripheren Luft Räume im Vordergrund stehen soll.

6.3 Mechanisch-funktionelle Ventilationsparameter im Vergleich zu morphologisch-strukturellen Befunden

Morphologische Aspekte sollen im Rahmen dieser Arbeit nur kurz behandelt werden. Koordiniert mit dem allgemeinen Körperwachstum erfolgt auch eine Größenzunahme der einzelnen Organe. Das Lungenwachstum besteht nicht nur in einer Gewichtszunahme, sondern insbesondere auch in einer Volumenzunahme, d.h. in einer Zunahme der Totalkapazität. Die beste Korrelation besteht wahrscheinlich mit der Zunahme der Körpergröße und des Körpergewichtes (CHERNIAK, 1962).

Auf den linearen Zusammenhang zwischen der Körperoberfläche und der respiratorischen, d.h. inneren Oberfläche, weist DUNNILL (1962) hin. Bei den durchgeführten Messungen ist die auf das Lungengewicht bezogene Totalkapazität proportional der Körperoberfläche. Die innere Oberfläche könnte man somit als

Substrat der Belüftbarkeit ansehen. Untersuchungen über die Alveolargröße und -zahl ergeben ein unterschiedliches Verhalten während einzelner Wachstumsperioden (AGOSTINI et al, 1959; DUNNILL, 1962). Die Alveolenzahl nimmt von etwa $2,4 \times 10^7$ bei der Geburt bis zum 4. Lebensjahr auf etwa $2,5 \times 10^8$ zu, um dann bis zum 15. Lebensjahr einen Wert von $2,96 \times 10^8$ zu erreichen. Das heißt, von der Geburt bis zum 4. Lebensjahr nimmt die Alveolenzahl um mehr als das 10-fache zu, während in den nachfolgenden Jahren nur noch eine Vermehrung um etwas mehr als 1/6 erfolgt. Der Wechsel des Wachstumstempos fällt etwa in den Bereich der in den vorigen Kapiteln herausgestellten Altersgruppen 3 und 4 (9 Monate bis 3 Jahre).

Der Alveolardurchmesser ändert sich mit dem Dehnungsgrad und mit der Lungengröße, d.h. der Totalkapazität (WEIBEL a. GOMEZ, 1962). Die Änderung der Alveolargröße ist nach der Alveolarzahl der zweite wesentliche Faktor für die innere Strukturänderung. Für Neugeborene wird ein Alveolardurchmesser von etwa 50 Mikron, für Säuglinge etwa 60 - 70 und für ältere Kinder ein solcher von 100 - 150 Mikron angegeben (ENGEL, 1950). Für Jugendliche und Erwachsene wird ein Wert von 200 - 250 Mikron angegeben (WEIBEL a. GOMEZ, 1962).

Für die Vorstellung der Retraktionseigenschaften als Folge von Oberflächenkräften sind derartige Änderungen der Geometrie der peripheren intrapulmonalen Lufträume besonders wichtig. Mit der

6. Gruppe bei weiterhin fallender Tendenz kleiner als die auf das Lungengewicht bezogene Hysterese (vgl. Abb. 13). Nach morphologischen Untersuchungen (ENGEL, 1950; DUNNILL, 1962; WEIBEL a. GOMEZ, 1962) erfolgt das Größenwachstum der Lunge zunächst vorwiegend in einer Zunahme der Alveolarzahl, während bei älteren Kindern die Vergrößerung des Durchmessers der peripheren Luft Räume im Vordergrund stehen soll.

6.3 Mechanisch-funktionelle Ventilationsparameter im Vergleich zu morphologisch-strukturellen Befunden

Morphologische Aspekte sollen im Rahmen dieser Arbeit nur kurz behandelt werden. Koordiniert mit dem allgemeinen Körperwachstum erfolgt auch eine Größenzunahme der einzelnen Organe. Das Lungenwachstum besteht nicht nur in einer Gewichtszunahme, sondern insbesondere auch in einer Volumenzunahme, d.h. in einer Zunahme der Totalkapazität. Die beste Korrelation besteht wahrscheinlich mit der Zunahme der Körpergröße und des Körpergewichtes (CHERNIAK, 1962).

Auf den linearen Zusammenhang zwischen der Körperoberfläche und der respiratorischen, d.h. inneren Oberfläche, weist DUNNILL (1962) hin. Bei den durchgeführten Messungen ist die auf das Lungengewicht bezogene Totalkapazität proportional der Körperoberfläche. Die innere Oberfläche könnte man somit als

Substrat der Belüftbarkeit ansehen. Untersuchungen über die Alveolargröße und -zahl ergeben ein unterschiedliches Verhalten während einzelner Wachstumsperioden (AGOSTINI et al, 1959; DUNNILL, 1962). Die Alveolenzahl nimmt von etwa $2,4 \times 10^7$ bei der Geburt bis zum 4. Lebensjahr auf etwa $2,5 \times 10^8$ zu, um dann bis zum 15. Lebensjahr einen Wert von $2,96 \times 10^8$ zu erreichen. Das heißt, von der Geburt bis zum 4. Lebensjahr nimmt die Alveolenzahl um mehr als das 10-fache zu, während in den nachfolgenden Jahren nur noch eine Vermehrung um etwas mehr als 1/6 erfolgt. Der Wechsel des Wachstumstempos fällt etwa in den Bereich der in den vorigen Kapiteln herausgestellten Altersgruppen 3 und 4 (9 Monate bis 3 Jahre).

Der Alveolardurchmesser ändert sich mit dem Dehnungsgrad und mit der Lungengröße, d.h. der Totalkapazität (WEIBEL a. GOMEZ, 1962). Die Änderung der Alveolargröße ist nach der Alveolarzahl der zweite wesentliche Faktor für die innere Strukturänderung. Für Neugeborene wird ein Alveolardurchmesser von etwa 50 Mikron, für Säuglinge etwa 60 - 70 und für ältere Kinder ein solcher von 100 - 150 Mikron angegeben (ENGEL, 1950). Für Jugendliche und Erwachsene wird ein Wert von 200 - 250 Mikron angegeben (WEIBEL a. GOMEZ, 1962).

Für die Vorstellung der Retraktionseigenschaften als Folge von Oberflächenkräften sind derartige Änderungen der Geometrie der peripheren intrapulmonalen Lufträume besonders wichtig. Mit der

Änderung der Geometrie muß sich auch die Bedeutung der Oberflächenkräfte als Folge der Änderung der Krümmungsradien verändern (KLUGE, 1967). Die resultierende Retraktionskraft ist als Summe von Teilsystemen unterschiedlicher Dehnbarkeit aufzufassen, deren Anteil außerdem mit den verschiedenen Dehnungslagen wechselt.

Dies muß sinngemäß auch für Strukturänderungen bei den Luftwegen beachtet werden, die als dritter wichtiger Faktor für die Atemmechanik zu berücksichtigen sind. Die Unterschiede an Zahl und Größe in den einzelnen Altersstufen ist im Vergleich zu den Alveolen geringer. Für Kinder wird eine Anzahl von Bronchialgenerationen von etwa 2^{21} bis zur Aufteilung in die Alveolen angegeben. Bei Erwachsenen sind es maximal 2^{23} (WEIBEL u. GOMEZ, 1962). Vermutlich sind die letzten zwei Generationen bei Kindern und die letzten drei Generationen bei Erwachsenen von respiratorischem Epithel ausgekleidet. Die gesamte Anzahl soll etwa vom 8. Lebensalter an konstant sein (DUNNILL, 1962).

Eindeutige Angaben zum Durchmesser der terminalen Luftwege fehlen. Nach ENGEL (1950) haben die terminalen Bronchiolen bei der Geburt einen Durchmesser von etwa 0,1 mm, im Alter von 7 Monaten 0,12 mm und mit 1 Jahr etwa 0,13 mm. Bei Erwachsenen wird mit 0,2 mm gerechnet. Wahrscheinlich bestehen bei Kindern und Erwachsenen gleichartige logarithmische Funktionen der Bronchialdurchmesser und der Bronchialgenerationen (WEIBEL u. GOMEZ, 1962).

Erwachsene besitzen etwa 3 Bronchialgenerationen in der Peripherie mehr als Kinder. Dies kann man als Substrat für den hohen Anteil des transbronchialen Druckgefälles in der Peripherie ansehen (HARTUNG u. KISSLER, 1970). Der relativ niedrige Anteil der Luftwegsreibung an den gesamten viskösen Widerständen in den unteren Altersgruppen wäre dann Folge einer wesentlich kürzeren "Gefällestrecke".

Die Differenzierung in Atemwegs- und visköse Gewebswiderstände ist in dieser Arbeit nicht durchgeführt worden. Die Gewebswiderstände sind insgesamt relativ klein im Vergleich zu den elastischen (vgl. Abb. 28-30). Die spezifizierten Werte nehmen mit dem Lebensalter ab. Klinisch gemessene hohe Widerstandswerte sind wahrscheinlich durch die methodisch bedingte Überlagerung des Blindteiles in den Wirkteil bedingt. HOGG u. Mitarb. (1970) stellten nur eine relativ geringe Altersabhängigkeit des Atemwegswiderstandes fest. Jedoch ergab sich eine deutliche Zunahme der Luftleitfähigkeit (Widerstandskehrwert) etwa vom 5. Lebensjahr ab.

In die 3. und 4. Altersgruppe, deren besondere Bedeutung oben hervorgehoben wurde, fällt für das Gesamtkörperwachstum die sog. Phase der ersten Streckung (BAMBERGER, 1952; KELLER u. WISKOTT, 1969), insgesamt wird jedoch ein Minimum der Wachstumsgeschwindigkeit erreicht (KELLER u. WISKOTT, 1969).

Die Unterschiede der Atemwegsgeometrie besitzen für den viskösen Widerstand wahrscheinlich eine geringere Bedeutung als das Lungengewebe selbst. Die kindliche, vor allem aber die Neugeborenenlunge, besitzt relativ viel Bindegewebe um die Bronchien und größeren Gefäße, worin das anatomische Substrat des hohen Gewebsanteiles am viskösen Widerstand bestehen könnte.

Das Verhältnis der Wanddicke zum Kaliber der Luftwege ist bei älteren Kindern konstant. Vor dem 3. bzw. 4. Lebensjahr ergibt sich jedoch eine relative Schwäche der Wand. Dem histologisch auffälligen Bindegewebsreichtum der Kinderlungen, bevorzugt peribronchiolär und vaskulär gelegen, steht bei entsprechenden Untersuchungen jedoch eine mangelnde Differenzierung der elastischen Fasern entgegen (LOOSLI a. POTTER, 1959). Die Variation der Atemwegsgeometrie mit dem einzelnen Atemzug und die räumliche Nähe des Bindegewebes ergeben einen komplexen Zusammenhang des viskösen Widerstandes, der nach BACHOFEN (1969) nicht nur strömungsabhängige Widerstände im physikalischen Sinne enthält. Nach dem hier dargestellten Lungenmodell erscheinen im irreversiblen Teil auch reversible Vorgänge und umgekehrt. Diese Koppelung ist möglicherweise frequenzabhängig, wobei die Messungen für einen gewissen Altersgang dieser Koppelung sprechen. Die stärksten wachstumsbedingten Strukturänderungen, die für die Lungengröße maßgeblich sind, spielen sich aber - wie oben dargestellt - wahrscheinlich überwiegend im Alveolarbereich ab.

Tierexperimentelle Untersuchungen über den Einfluß des Körpergewichtes und des Lebensalters auf statisch bestimmbare Parameter HAVRÁNKOVÁ u. KUNCOVÁ (1971) lassen eine Abhängigkeit dieser Meßwerte vom Körpergewicht erkennen. Die beobachtete Verschiebung der statischen Druckvolumendiagramme zur Volumenachse mit zunehmendem Körpergewicht bzw. Lebensalter fand sich auch bei den in dieser Arbeit untersuchten menschlichen Lungen. Als Folge kommt es zu einer Zunahme der statischen Compliance und der Hysterese. Die besten Korrelationen der atemmechanischen Meßwerte aus Statik und Dynamik ergeben sich jedoch mit der Körperlänge und der Körperoberfläche.

Für die Änderung des Verhältnisses atemmechanischer Faktoren untereinander wird die Änderung der Körperproportionen mit dem Wachstum wahrscheinlich die führende Rolle spielen. Der im vorigen Kapitel beschriebene Wandel der Beziehungen zwischen Viskosität und Elastizität kann auf einen Strukturwandel somit zurückgeführt werden.

Entsprechend diesen Änderungen findet man in verschiedenen Altersstufen auch unterschiedliche Häufigkeiten krankhafter Ventilationsstörungen. Bei Neu- und Frühgeborenen, wo Oberflächenkräfte wegen der geringen Dimensionen eine besondere Rolle spielen, sind restriktive Ventilationsstörungen, wie z.B. das idiopathische Atemnotsyndrom, besonders häufig. Im späteren Lebensalter mit der entsprechenden Erhöhung der viskösen Widerstände treten obstruktive Ventilationsstörungen mehr in den Vordergrund.

Selbst gleichartige Störungen, wie z.B. eine Erhöhung der Atemwegswiderstände, können in verschiedenen Altersstufen zu unterschiedlichen pathologisch-anatomischen Substraten führen. Bei jüngeren Individuen führt eine Obstruktion im Bereich der Atemwege zunächst zu Bronchiektasen, während sie bei älteren zum obstruktiven Lungenemphysem führt (HOGG et al, 1970). Auch diese Überlegungen lassen den Schluß zu, daß unterschiedliche anatomische, d.h. durch morphologische Methoden erfaßbare Strukturverhältnisse, auch unterschiedliche physikalisch erfaßbare Funktionsstörungen zur Folge haben, die atemfunktionellen Messungen auch noch an isolierten Leichenorganen zugänglich sind.

7. Z u s a m m e n f a s s u n g

An 23 isolierten Lungen bzw. Lungenpaaren im Lebensalter von 2 Tagen bis 17 Jahren wurden statische und dynamische Messungen zum Vergleich der Änderung der funktionellen Ventilationsparameter mit der strukturellen Entwicklung des Lungengewebes durchgeführt. Zur Darstellung der durch Messungen im künstlichen Thorax gewonnenen Ergebnisse und Mittelwertbildung wurden 6 Gruppen (angenommenes Alter 12,6 und 3 Jahre bzw. 9 und 3 Monate sowie Neugeborene) gebildet.

Die Auswertung der dynamischen Meßergebnisse erfolgte vorwiegend nach entsprechenden Gesetzen der Schwingungslehre, um hierdurch die verschiedenen Komponenten des Atemwiderstandes und der Atemleistung besser zu erfassen.

Für die Gruppe der Neugeborenen und Jugendlichen reicht die Totalkapazität von 80 cm^3 bis 3500 cm^3 und der Wert der statischen Compliance von $6,6$ bis $380 \text{ cm}^3 \text{ dyn}^{-1} \text{ cm}^2$. Der Atemstrom beträgt bei einer Frequenz von 42 Atemzügen pro min $0,05$ bzw. $1,2 \text{ l sec}^{-1}$. Die Absolutwerte der Gesamtemleistung bzw. des Gesamtemwiderstandes liegen bei einem 1 1/2 Monate alten Säugling und niedriger Atemfrequenz bei $0,2 \text{ watt} \cdot 10^{-3}$ bzw. $1396 \text{ dyn cm}^{-5} \text{ sec}$ und einem 17jährigen sowie höherer Frequenz bei $135,5 \text{ watt} \cdot 10^{-3}$ bzw. $8,5 \text{ dyn cm}^{-5} \text{ sec}$.

Die elastischen Anteile von Widerstand und Leistung sind am größten bei jungen Individuen und niedrigen Frequenzen und nehmen mit zunehmendem Lebensalter und steigender Atemfrequenz ab, wobei letzteres besonders bei frühkindlichen Lungen zu beobachten ist. Erst bei Jugendlichen stellen sich bei beschleunigter Atemfrequenz größere visköse Anteile der Atemparameter ein. Diese Beobachtungen werden als Auswirkung der altersbedingten unterschiedlichen Lungenstruktur gewertet und deren wachstumsbedingte Änderung diskutiert.

Unter Beachtung der besonderen Bedingungen der "avitalen" Untersuchung erscheint ein Vergleich mit klinischen bzw. physiologischen Messungen möglich. Bis auf die niedrigen (für frühkindliche Lungen unphysiologischen!) Frequenzen sind die postmortal gewonnenen Werte für den viskösen Atemwiderstand den vergleichbaren klinischen Messungen praktisch gleich, wogegen für die elastischen Größen 2 bis 3 mal höhere Werte gefunden werden. Dies wurde im wesentlichen auf die methodischen Unterschiede der Messungen zurückgeführt.

Auch die histomechanischen Ergebnisse lassen bestimmte Wachstumsphasen annehmen. Die Altersgruppe der 2 - 3jährigen nimmt dabei eine Sonderstellung ein, die beim Vergleich der Meßwerte auffällt. Die diskontinuierliche Änderung gewisser Parameter kann nach entsprechenden morphologischen Befunden in diesem Lebensalter als Folge der Umstellung von einer Größenzunahme

der Lunge durch Wachstum der Alveolenzahl auf eine Größenzunahme durch Alveolargrößenwachstum gedeutet werden. Gleiches dürfte auch für die Änderung der funktionellen Wertigkeit der viskösen und elastischen Faktoren für die gesamte Ventilationsmechanik gelten.

8. Literaturverzeichnis

- 1) Agostini, E.,
A. Taglietti,
A. Ferrario Agostini,
J. Setnikar
Mechanical Aspects of the First
Breath
J.appl.Physiol. 13:344 (1958)
- 2) Agostini, E.,
F.F.Thimm,
W.O. Fenn
Comperative features of the
mechanics of breathing
J.appl.Physiol. 14:679 (1959)
- 3) Altmann, K.
Experimente und Überlegungen zur
Frage des Pleuradruckes
Z.ges.exp.Med. 125:196 (1955)
- 4) Avery, M.E.
The Lung and Its Disorders in the
Newborn Infant
W.B. Saunders Company
Philadelphia, London, Toronto 1968
- 5) Bachofen, H.
Die mechanischen Eigenschaften der
Lunge
Verlag Hans Huber
Bern und Stuttgart 1969
- 6) Bachofen, H.,
G. Duc,
M. Scherrer
Bodyplethysmographie beim Kind
Respiration 27 Suppl.:84 (1970)
- 7) Bamberger, Ph
Lehrbuch der Kinderheilkunde
S. Hirzel Verlag
Stuttgart 1952

- 8) Baum, M.,
H. Benzer,
J. Lempert,
H. Regele,
W. Stühlinger,
W. Tölle
Oberflächenspannungseigenschaften
der Lungen Neugeborener
Respiration 28 : 409 (1971)
- 9) Baum, M.,
H. Benzer,
W. Lepier,
W. Tölle
Die Bedeutung der Hysterese für die
künstliche Beatmung von Neugebore-
nen
Pneumonologie 144:206 (1971)
- 10) Benzer, H.,
M. Baum
Bedeutung des Antiatelektasefak-
tors für die Dauerbeatmung
In: Lungenveränderungen bei Lang-
zeitbeatmung
Herausgegeben von K. Wiemers und
K.L. Scholler S.:181-196
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1973
- 11) Benzer, H.,
J. Lempert,
E. Müller,
G. Thoma,
W. Tölle
Experimentelle Atelektasen und
Oberflächenspannung in der Lunge
(Meßmethodik, Einfluß der Versuchs-
anordnung auf das Meßergebnis)
Respiration 26 : 122 (1969)
- 12) Branscomb, B.v.,
R.S. Larsen
Lung Function Models and Indices
Med.Thorac. 22 : 382 (1965)
- 13) Campiche, M.
Ultrastructure of Foetal and
Newborn Lung
Respiration 27, Suppl.: 51 (1970)
- 14) Cherniak, R.M.
Ventilatory Function in Normal
Children
Canad.Med.Ass.J. 87: 80 (1962)

- 15) Clements, J.A. Surface Phenomena in Relation to
Pulmonary Function
Sixth Bowditch Lecture
Physiologist 5 : 11 (1962)
- 16) Cook, C.D., Relation Between Mechanics of
P.J. Helliesen, Respiration, Lung Size and Body
S. Agathon Size From Birth to Young Adulthood
J.aapl.Physiol.13 : 349 (1958)
- 17) Dangel, P. Beatmung Neugeborener mit Atemnot-
syndrom
In: Lungenveränderungen bei Lang-
zeitbeatmung
Herausgegeben von K. Wiemers und
K.L. Scholler S.: 226-232
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1973
- 18) Diederich, K., Funktionentheorie I
R. Remmert Springer Verlag
Berlin, Heidelberg, New York 1972
- 19) Dunnill, M.S. Postnatal growth of the Lung
Thorax 17 : 329 (1962)
- 20) Engel, St. Die Lunge des Kindes
Thieme Verlag Stuttgart 1950
- 21) Emery, J.L. The Post Natal Development of the
Human Lung and its Implications
for Lung Pathology
Respiration 27, Suppl.:41 (1970)

- 29) Hartung, W.,
W. Kissler
Distribution of Resistances in
Artificially Ventilated Human
Autopsy Lungs
Respiration 27 : 176 (1970)
- 30) Havráňková, J.,
M. Kuncová
Der Einfluß des Körpergewichtes
auf die statischen Druckvolumen-
Diagramme
Respiration 28 : 186 (1971)
- 31) Hayek, von H.
Die menschliche Lunge
II. Auflage, Springer Verlag
Berlin, Heidelberg, New York 1970
- 32) Herzog, H.,
R. Keller,
K.H. Bauer,
J. Locher
Ventilation und Atemmechanik bei
Langzeitbeatmung
In: Lungenveränderungen bei Lang-
zeitbeatmung
Herausgegeben von K. Wiemers und
K.L. Scholler S.: 78-99
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1973
- 33) Heusinger, P.P.
Atemwiderstand und Leistungsauf-
nahme von Atemschutzgeräten
Glückauf-Forschungshefte 32:130
(1971) H.3
- 34) Heusinger, P.P.
Zur Theorie der Atemmechanik
Respiration 28 : 306 (1971)
- 35) Hofmann, D.,
V.v.Loewenich,
St.W. Bender,
J. Meier-Sydow
Lungenfunktionsprüfung im
Kindesalter
Diagnostik 4 : 72 (1971)

- 36) Höfling, O. Lehrbuch der Physik
Oberstufe Ausgabe A
4. Auflage
Ferd.Dümmlers Verlag Bonn 1959
- 37) Hogg, MD, Age as a Factor in the Distribution
J. Williams, of Lower-Airway Conductance and in
J.B. Richardson, the Pathologic Anatomy of Obstruc-
P.T. Macklem, tive Lung Disease
W.M. Thurlbeck New England J.of Med. 282:1283
(1970)
- 38) Hudson, W.A. Development of the Lung
Lung Biology in Health and
Disease Vol 6
Marcel Dekker, Inc.
New York and Basel 1977
- 39) Huetteman, U., Advanced Respiratory Failure Due
H. Huckauf to Disturbances of Diaphragmatic
Movement
Respiration 27 : 363 (1970)
- 40) Hyatt, R.E., Relationship Between Maximum
D.P. Schilder, Expiratory Flow and Degree of
D.L. Fry Lung Inflation
J.appl.Physiol. 13:331 (1958)
- 41) Keller, A., Lehrbuch der Kinderheilkunde
A. Wiskott Herausgegeben von A.Wiskott
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1969
- 42) Kluge, A. Oberflächenspannung in der Lunge
Ergebn.ges.Lungen- und Tuberkulose-
forsch. 16 : 10 (1967)

- 48) Matthys, H.,
M.J. Jaeger
Zur Problematik der Strömungswiderstands-
messung der Luftwege beim
Menschen
Chronic Inflammation of the Bronchi
Progr.Resp.Rev vol 6 : 345
Karger Basel 1971
- 49) Mc Ilroy, M.B.
The Physical Properties of Normal
Lungs Removed after Death
Thorax 7 : 285 (1952)
- 50) Mc Ilroy, M.B.,
R.v. Christie
A Post-Mortem Study of the Visco-
Elastic Properties of Normal Lungs
Thorax 7 : 291 (1952)
- 51) Mead, J.,
J. Milic-Emili
Theory and Methodology in Respira-
tion Mechanics with Glossary of
Symbols
In: Handbook of Physiology,
Respiration Sect.3, Vol I. Kap 11
Am..Physiol.Soc., Washington D.C. 1964
- 52) Neergard, von K.
Neue Auffassung über einen Grund-
begriff der Atemmechanik
Z.Ges.Exp.Med. 66:373 (1929)
- 53) Neuß, O.
Von Zahlen und Zählungen in der
Medizin
Materia Medica Nordmark
25/3-4 : 96 (1973)
- 54) Nolte, D.
Der bronchiale Strömungswiderstand
im Kindesalter
Klin.Wochenschr.46/14:783 (1968)

- 55) Otis, A.B.,
W.O. Fenn,
H. Rahn
Mechanics of Breathing in Man
J. appl.Physiol. 2:592 (1950)
- 56) Pattle, R.E.
Properties, Function and Origin of
the Alveolar Lining Layer
Proc.Roy.Soc.B. 148:217 (1958)
- 57) Polgar, G.
Airway resistance in the newborn
infant
J. Pediat. 59:915 (1961)
- 58) Polgar, G.,
S.T. String
The viscous resistance of the lung
tissues in newborn infants
J. Pediat. 69:787 (1966)
- 59) Rohrer, F.
Physiologie der Atembewegung
In: Handbuch der normalen und
pathologischen Physiologie Vol.II
Herausgeber G.Bethe, V.Bergmann,
G. Embden und A. Ellinger
Springer Verlag Berlin 1925
- 60) Rossier, P.H.,
A. Bühlmann,
K. Wiesinger
Physiologie und pathophysiologie der
Atmung II. Auflage
Springer Verlag Berlin 1958
- 61) Schoedel, W.
Physiologische Grundlagen des Atem-
notsyndroms
Verh.Dtsch.Ges.Path.55:2 (1971)
- 62) Smidt, U.,
K. Muysers
Kritische Betrachtungen zu den
methodischen Grundlagen der Ganz-
körperplethysmographie
Respiration 25 : 116 (1968)

- 63) Stanescu, S.,
St. Dutu,
Z. Jienescu,
L. Hartia,
N. Nicolescu,
F. Sacerdoteanu
Investigations into Changes of
Pulmonary Function in the Aged
Respiration 25:232 (1968)
- 64) Teige, K.,
W. Hartung
Die Phasenverschiebung zwischen
Druck und Volumen in der postmortalen
Lungenfunktionsanalyse als
empfindliches Maß für Obstruktion
Pneumonologie 149:237 (1973)
- 65) Teige, K.,
V. Koch,
W. Hartung
The Effect of Temperature Changes
upon the Mechanical Properties of
Artificially Ventilated Normal
Human Lungs
Respiration 30:176 (1973)
- 66) Teige, K.
Druckvolumen- und Druckfluß-
schleifen isolierter normaler und
krankhaft veränderter menschlicher
Lungen
Inaug.Diss. Münster 1970
- 67) Tönnies, Ch.
Praktische und angewandte Mathematik
Verlag W. Girardet Essen 1962
- 68) Ulmer, W.T.
Funktionsdiagnostische Kriterien zur
Differenzierung restriktiver und
obstruktiver Ventilationsstörungen
In: Chronische Bronchitis, Herausgg.
von K.Ph. Bopp und F.H.Hertle
S.: 151-162
F.K.Schattauer Verlag Stuttgart-
New York 1968

- 69) Wagner, K.W. Einführung in die Lehre von Schwingungen und Wellen
Dietrich'sche Verlagsbuchhandlung
Wiesbaden 1947
- 70) Wawersik, J. Ventilation und Atemmechanik bei Säuglingen und Kleinkindern unter Narkosebedingungen
Anaesthesiologie und Wiederbelebung 24 (1967)
Springer Verlag Berlin-Heidelberg-New York
- 71) Weber, J.M.,
P. Wyličil Artefakte bei der Ganzkörper-plethysmographie
Klin.Wochenschrift 46/13:708 (1968)
- 72) Weibel, E.R.,
D.M. Gomez Architecture of the Human Lung
Science 137:577 (1962)
- 73) Weibel, E.R. Morphometry of the Human Lung
Springer Verlag Berlin-Göttingen-Heidelberg 1963
- 74) Weibel, E.R. Functional Morphology of the Growing Lung
Respiration 17, Suppl.:27 (1970)
- 75) Weller, W.,
E. Reif Methode zur Messung absoluter Intrapleuraldrucke mit dem Ösophagusballonkatheter
Med. Thorac 22:574 (1965)

- 76) Zapletal, A. Use of the Body Plethysmography
in Children
Respiration 26 : 245 (1969)
- 77) Zeilhofer, R. Atemmechanik bei chronischer
Bronchitis
In: Chronische Bronchitis, Heraus-
gegeben von K.Ph. Bopp und F.H.
Hertle, S.: 179-191
F.K. Schattauer Verlag Stuttgart-
New York 1968
- 78) 7 th Conf.Res. in Emphysema, Aspen 1964
Diskussion of the Papers of BROWN, HACKNEY et al.,
FELTS and REISS
Med. Thorac. 22 : 104 (1965)
- 79) Documenta Geigy Wissenschaftliche Tabellen
7. Auflage Basel 1969

Für die Unterstützung und Hilfe, die mir bei der Erstellung dieser Arbeit von verschiedenen Seiten zuteil wurde, möchte ich allen Beteiligten herzlich danken.

Einen besonderen Dank schulde ich Herrn Prof. Dr.med. W. Hartung für die Überlassung des Themas. Seine Anregungen und kritischen Ratschläge ermöglichten mir die Einarbeitung in die Problematik dieser Untersuchung, wobei er nicht nur jederzeit für ein fachliches Gespräch, sondern auch für persönliche Sorgen aufgeschlossen war.

Außerdem danke ich Herrn Akad.Oberrat Dr.med. K. Teige für die Überlassung von Ergebnissen aus seinen Messungen (Lunge Nr.22/23). Durch seine persönlichen Bemühungen ermöglichte er mir die Messung an einer bei einer gerichtlichen Obduktion entnommenen Lunge (Nr.14) und hat mir bei technisch-praktischen Problemen geholfen sowie in Diskussionen über Theorie und Ergebnisse unterstützt.

Dies gilt auch für Herrn Dr.med. W. Wierich, mit dem ich einige Messungen durchgeführt habe und dem ich für die Überlassung von Einzelergebnissen (Lunge Nr.3,8 und 9) herzlich danke.

L e b e n s l a u f

des Bruno Carmanns

- 9.9.1942 als 2. Kind des Bildhauers Hein Carmanns und seiner Ehefrau Maria, geb. Pannen, in Bonn geboren
- Ostern 1949 Einschulung Kath. Volksschule Engelsholt in Mönchengladbach
- Ostern 1954 Städt. Neusprachl. Gymnasium Rheydt
- 5.3.1963 Abitur auf dem math. nat. wiss. Zweig des jetzigen Hugo-Junkers-Gymnasiums Rheydt.
- April 1963 bis März 1965 Bundeswehr (freiwillig)
- SS 1965 bis WS 70/71 Studium der Naturwiss. (1. Sem. in Köln) und der Medizin in Münster (bzw. 1 Semester in Würzburg)
- 8.7.1971 Ärztliche Prüfung in Münster
- August 1971 bis Januar 1972 Wissenschaftl. Hilfskraft in der Abteilung für Thoraxpathologie am Pathologischen Institut der Universität Münster
- Februar 1972 bis September 1972 Ausbildung als Medizinal-Assistent im Pathologischen Institut und in der Chirurgischen Klinik der Universität Münster
- Januar bis April 1973 Medizinal-Assistent in der Medizinischen Klinik der Universität Münster
- 2.5.1973 Approbation als Arzt in Münster
- Mai 1973 bis Mai 1974 Wiss. Angestellter am Institut für Gerichtliche Medizin der Universität Münster
- Seit Juni 1974 Assistenzarzt am Institut für Pathologie der städt. Krankenanstalten Krefeld
- 23.10.1971 Vermählung mit Margarethe Krienke
25. 7. 1972 Geburt einer Tochter
- 20.8.1974 Geburt eines Sohnes
- 5.10.1978 Geburt eines Sohnes

